

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : **2004-317437**

(43)Date of publication of application : **11.11.2004**

(51)Int.Cl.

G01N 21/17
A61B 1/00
G01N 21/64

(21)Application number : **2003-114805**

(71)Applicant : **OLYMPUS CORP**

(22)Date of filing : **18.04.2003**

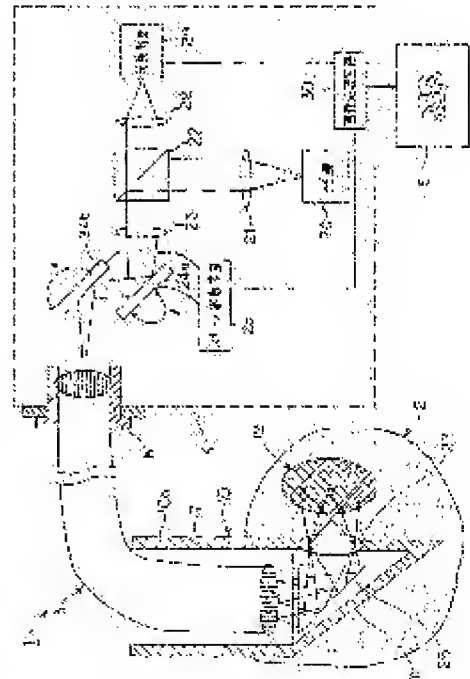
(72)Inventor : **ISHIHARA YASUNARI
HORII AKIHIRO**

(54) OPTICAL IMAGING APPARATUS

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an optical imaging apparatus which achieves a microscopic image of the inside of a subject.

SOLUTION: A main body 4 including a light source 20 or the like is provided with a long slender optical probe 3 through a detachable connector 8. Light from the light source is incident on each optical fiber of a fiber optic bundle 7 through scanning mirrors 24a, 24b. The light is converged on the side of the subject 2 from the end surface of the optical probe 3 through a light-converging optical system. Return light thereof is guided to the side of a light detection means in the main body 4 through the fiber optic bundle 7. A tip of the optical probe 3 is formed by a hard tip portion 10, and is shaped like a needle to achieve a microscopic image of the inside by making a puncture in the subject 2.



(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-317437

(P2004-317437A)

(43) 公開日 平成16年11月11日(2004.11.11)

(51) Int.Cl.⁷

G01N 21/17
A61B 1/00
G01N 21/64

F1

G01N 21/17
A61B 1/00
G01N 21/64

A
300D
E

テーマコード(参考)

2G043
2G059
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2003-114805 (P2003-114805)
(22) 出願日 平成15年4月18日(2003.4.18)

(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 石原 康成
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
(72) 発明者 堀井 章弘
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
Fターム(参考) 2G043 AA03 BA16 EA01 FA02 GA01
GA02 GA04 GB01 GB19 HA01
HA02 HA05 HA07 HA09 LA01
LA03 NA05

最終頁に続く

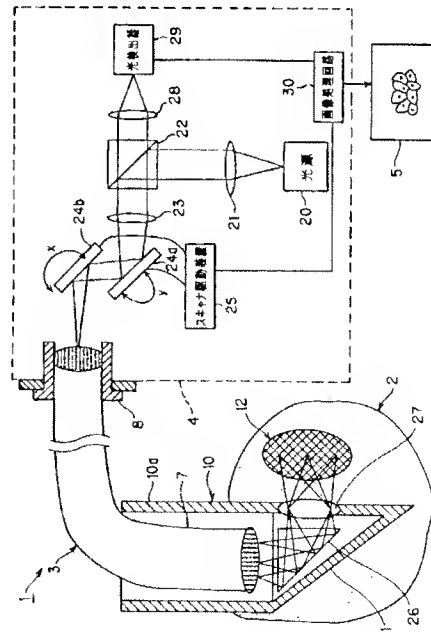
(54) 【発明の名称】 光イメージング装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 被検体の内部の顕微鏡画像を得ることができる
光イメージング装置を提供する。

【解決手段】 光源20等を内蔵した本体4に着脱可能な
コネクタ8を設けた細長の光プローブ3は光源からの光
がスキャンミラー24a、24bを経て光ファイババンド
ル7の各光ファイバに入射され、その光は光プローブ
3の先端面から集光する光学系を経て被検体2側に集光
照射され、その戻り光は光ファイババンドル7を経て本
体4内の光検出手段側に導くようにしている。光プロー
ブ3の先端側は硬質の先端部10で形成され、かつ針型
形状にして、被検体2に穿刺して内部の顕微鏡画像を得
られるようにした。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に光を照射するための光源と、
細径のプロープと、
前記プロープ内に設けられ、前記光源からの光を被検体に導く光ファイババンドルと、
前記被検体からの戻り光を検出する光検出手段と、
前記光検出手段から得られた信号から画像を生成する画像生成手段と、
を有する光イメージング装置であって、
前記プロープの先端を前記被検体に穿刺可能とする針型形状部と、
前記プロープを前記光源、前記光検出手段、前記画像生成手段のうち少なくとも 1 つと着脱可能とするための着脱手段と、
を具備することを特徴とする光イメージング装置。

【請求項 2】

前記光ファイババンドルの光源側の端面と、前記光源から発せられ前記光ファイババンドルに入射する光との相対的な位置関係を調整する位置調整手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の光イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は光ファイババンドルを用いて、顕微鏡画像を得る光イメージング装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

対象物の顕微鏡画像を得ることができるようにした従来例として特開平 11-84250 号公報には、光ファイバを用い、その先端に光走査手段を設けて対象物側に光を走査する構成にしている。

この従来例では、光ファイバを用いているが、その先端に光を走査する手段が必要になり、先端が太くなってしまう。

【0003】

また、光ファイババンドルを用いて試料の顕微鏡画像を得る従来例として特開平 11-133306 号公報に開示された共焦点顕微鏡がある。

後者の場合には、光ファイババンドルを用いているので、光走査手段を光ファイババンドルの後端側に配置することができ、先端側に光走査手段を配置しなくても済む構成となっている。

【0004】

【特許文献 1】

特開平 11-84250 号公報

【0005】

【特許文献 2】

特開平 11-133306 号公報

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、後者の従来例では試料の表面付近しか観察できないという欠点がある。

【0007】

（発明の目的）

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、被検体の内部の顕微鏡画像を得ることができる光イメージング装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】

被検体に光を照射するための光源と、
細径のプロープと、

前記プローブ内に設けられ、前記光源からの光を被検体に導く光ファイババンドルと、
前記被検体からの戻り光を検出する光検出手段と、
前記光検出手段から得られた信号から画像を生成する画像生成手段と、
を有する光イメージング装置であって、
前記プローブの先端を前記被検体に穿刺可能とする針型形状部と、
前記プローブを前記光源、前記光検出手段、前記画像生成手段のうち少なくとも１つと着
脱可能とするための着脱手段と、
を具備することにより、針型形状部を被検体に穿刺することで被検体の内部の顕微鏡画像
を得ることができるようにしている。

【０００９】

10

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第１の実施の形態）

図１及び図２は本発明の第１の実施の形態に係り、図１は第１の実施の形態の光イメージ
ング装置の概略の構成を示し、図２は光イメージング装置の内部構成を示す。

【００１０】

図１に示すように本発明の第１の実施の形態の光イメージング装置１は、被検体２を顕微
鏡観察する細長の光プローブ３と、この光走査プローブ３が着脱自在に接続される本体４
と、この本体４に接続され、本体内部の画像生成手段で生成された顕微鏡画像（具体的には
被検体２の組織の細胞像５ａ）を表示するモニタ５とから構成される。

20

【００１１】

光プローブ３は可撓性を有するチューブ内に細径の光ファイババンドル７が挿通されてお
り、体腔内等に挿入可能な挿入部を有する。また、この光プローブ３の基端に設けたコネ
クタ８を本体４に設けたコネクタ受けに着脱自在に接続できるようにしている。

【００１２】

また、この光プローブ３の先端には硬質の先端部１０を設けると共に、その先端を被検体
２内部に穿刺できるように鋭角状に尖った針型形状部１１を形成することにより、被検体
２内部における所望とする部位を観察範囲１２（図２参照）として観察できるようにして
いる。

【００１３】

30

本体４の内部には、半導体レーザ等の光源２０が設けてあり、この光源２０からの光はコ
リメータレンズ２１により平行な光束にされた後、光分離手段としてのハーフミラー２２
でその一部が反射された後、集光レンズ２３で集光される。このハーフミラー２２は光源
２０からの光を集光レンズ２３側に導き、被検体２側からの戻り光が集光レンズ２３を経
て入射される場合にはその光を光検出器２９側に分離する機能を持つ。なお、後述する蛍
光観察の場合に（ハーフミラー２２の代わりに）用いられるダイクロイックミラーも光分
離手段の機能を持つことになる。

【００１４】

集光レンズ２３による集光する途中の光路上には、光走査手段となるスキャンミラー２４
ａ、２４ｂが配置されており、これらのスキャンミラー２４ａ、２４ｂはスキャナ駆動装
置２５により電氣的に駆動されることにより、集光レンズ２３に集光される光を集光レン
ズ２３の光軸と直交するｙ及びｘ方向に光走査して光プローブ３の（光源側の端部、つま
り基端部に設けた）コネクタ８に固定された光ファイババンドル７の基端面を走査し、光
の照射位置を変化する。

40

【００１５】

つまり、光ファイババンドル７はコネクタ８において、その基端面が固着され、その端面
にはｘ及びｙ方向に多数の光ファイバが整列された如くに配列されており、その基端面が
集光レンズ２３の略焦点面の位置となるように本体４のコネクタ受けに装着される。
従って、走査された光は２次元的に配列された光ファイババンドル７上の光ファイバを２
次元的に走査する。以下では光ファイババンドル７は円形であるとして説明する。

50

【0016】

例えば、スキャナ駆動装置25はスキャンミラー24aを（集光レンズ23の光軸と直交する）y方向に所定範囲（光ファイババンドル3の基端面における直径のサイズ以上）だけスキャンする時間（1フレームの走査期間）に、スキャンミラー24bを（y方向と直交する）x方向に所定範囲（光ファイババンドル3の基端面における直径のサイズ以上）だけ高速に繰り返しスキャンする。

そして、光が入射された光ファイバにより光プローブ3の先端面に光を伝送（導光）する。

【0017】

光プローブ3は途中部分は可撓性のチューブで光ファイババンドル7を覆って保護しており、可撓性を有する。そして、その先端側には硬質の先端部10を設けて光ファイババンドル7の先端部をその内部で固定すると共に、光ファイババンドル7で導光された光を被検体2側に集光照射する光学系を先端部10内に設けている。

【0018】

光ファイババンドル7の先端面から出射された光は針型形状部11内に配置されたプリズム26により側方に反射され、このプリズム26の側面に対向する位置の針型形状部11の側面の開口に取り付けた、開口数が大きい集光レンズ（対物レンズ）27により集光されて、この集光レンズ27に対向する側方に集光照射される。

【0019】

図2の場合には、針型形状部11は例えば先端部10の外套管を形成する管状部材10aの先端側を斜めに切り欠き、その切り欠いた面を閉塞した形状にして、被検体2内に容易に穿刺し易い形状にしている。

【0020】

そして、図2に示すように針型形状部11を被検体2内に穿刺することにより、集光レンズ27に対向する部分を観察範囲12として、光走査を行えるようにしている。

【0021】

この場合、本体4内に設けた集光レンズ23と、スキャンミラー24a、24bにより光源20からの光は光ファイババンドル7の基端面に2次元的に配列された光ファイバに2次元的に走査されながら入射されるので、光ファイババンドル7の先端面から出射される光も先端面を2次元的に移動して出射位置が変化しながら（プリズム26及び）集光レンズ27側に入射される。

【0022】

図2等では光ファイババンドル7の先端面から出射される光の進路を代表的な3点で示しており、光ファイババンドル7の先端面から出射される位置が異なることにより、集光照射される位置も変化する。

【0023】

この場合、集光レンズ27は光ファイババンドル7の先端面（の光ファイバ先端面）から出射される光を集光して、それと共焦点関係となる観察範囲12に集光し、またその集光された集光点（位置）で反射或いは散乱された光のみが集光レンズ27により光を出射した光ファイバに入射される。

【0024】

光ファイバに入射された光は往路を逆に辿り、光プローブ3の基端面から出射され、スキャンミラー24b、24a及び集光レンズ23を経て平行な光束となり、ハーフミラー22に入射され、その一部は透過して集光レンズ28により集光されて光検出器29にて受光される。

【0025】

この光検出器29の受光面はピンホール状に設定されており、集光レンズ28の焦点位置付近の光のみを受光する。この光検出器29により、光電変換された光は画像処理回路30に入力される。

【0026】

10

20

30

40

50

この画像処理回路 30 は、光検出器 29 から入力される信号を増幅すると共に、A/D 変換して、スキャナ駆動装置 25 によるスキャナ駆動信号と対応付けてメモリ等に格納し、2 次元の画像データを生成する。

【0027】

メモリ等に格納された画像データは、1 フレームの走査期間の後に読み出され、D/A 変換等して、例えば標準的な映像信号に変換し、モニタ 5 に出力し、モニタ 5 の表示面には観察範囲 12 の顕微鏡的な拡大画像、より具体的には被検体 2 の組織の細胞像 5a を光イメージング画像として表示する。

【0028】

このような構成及び作用をする本実施の形態によれば、光プローブ 3 の先端部 10 を被検体 2 に穿刺可能な針型形状部 11 を設けているので、被検体 2 の表面付近の顕微鏡（的拡大）画像を得ることができることは勿論、被検体 2 に穿刺することにより、被検体 2 の深部の組織の顕微鏡画像を容易に得ることが可能となる。

【0029】

また、光プローブ 3 のコネクタ 8 は本体 4 のコネクタ受け 9 に着脱自在にしているので、例えば機能が異なる他の光プローブを本体 4 に装着して顕微鏡画像を得ることもできる。例えば光ファイババンドル 7 の太さが異なるものや、光ファイバの本数が異なる光プローブを用意することにより、観察に適した分解能や解像度等で顕微鏡画像を得ることもできる。

【0030】

また、光プローブ 3 の長期間の使用等により光ファイバが切損したり、故障したような場合においても、交換して別の光プローブを使用して観察を行うこともし易い。

なお、上述の説明では、光源 20 の光を被検体 2 側に集光照射し、その反射光を検出する場合の構成及び作用を説明したが、本体 4 内のハーフミラー 22 の代わりにダイクロイックミラーを採用することにより、蛍光観察にも適用することができる。

【0031】

つまり、蛍光観察を行う場合には、光源 20 は蛍光励起する波長の光を発生してその波長の光をダイクロイックミラーで反射させて被検体 2 側に集光照射するようにする。

【0032】

そして、被検体 2 で励起された蛍光の波長の光のみをダイクロイックミラーを透過するように設定し、この透過光を光検出器 29 で受光するようにする。このようにハーフミラー 22 をダイクロイックミラーに変更し、光源 20 で発生する光の波長を励起光を発生する波長に変更することで、蛍光観察が可能になる。なお、反射光観察の場合においても、光源 20 で発生する光は実質的には単一の波長の光を用いると良い。

【0033】

なお、先端部 10 内に設けた集光光学系として、図 2 では斜めに切り欠いた針型形状部 11 側にプリズム 26 と集光レンズ 27 とを設けるように配置しているが、図 3 に示すように針型形状部 11 より後方側の部分にプリズム 26 と集光レンズ 27 とを設けるように配置しても良い。

【0034】

（第 2 の実施の形態）

次に図 4 から図 10 を参照して本発明の第 2 の実施の形態を説明する。図 4 は第 2 の実施の形態におけるコネクタのレンズ位置の調整機構を設けた本体を示し、図 5 は図 4 における自動ステージ調整装置による動作説明図を示し、図 6 はマニュアルによる（光軸方向の）ピント位置の調整機構を示し、図 7 は（光軸方向と直交する）平面位置の調整機構を示し、図 8 は電氣的に平面位置の調整を行う概略の原理等を示し、図 9 は光ファイバが存在する部分を表示するように調整する作用の説明図を示し、図 10 は光ファイバが存在する部分のみにスキャン範囲を調整する作用の説明図を示す。

本実施の形態は、光プローブの基端のコネクタを本体に装着した場合、適切な装着状態に調整する調整機構を備えた実施の形態に相当する。

10

20

30

40

50

【0035】

図4(A)に示すようにこの本体4では、この本体4に着脱自在に装着されるコネクタ8を所定の装着状態にピント調整する自動調整機構31を設けている。

【0036】

つまり、図4(B)にその一部を拡大して示すように、装着されるコネクタ8の光ファイババンドル7の基端面の位置が集光レンズ23による焦点面の位置に設定されるように集光レンズ23の位置をその光軸方向に移動してピント調整を行うようにするものである。なお、以下では簡単化のため、光ファイババンドル7の基端面を単にファイバ端面と略記する。

【0037】

また、図4(A)に示す本体4内の構成は図2とほぼ同様の構成であるが、図4(A)では、集光レンズ23をコネクタ8側に設けた例の構成で示しているが、図2のように設置した場合でも同様に適用できる。また、図4(A)では光検出器29として、より具体的な光電子倍增管(PMTと略記)29aを用いた構成例で示している。

【0038】

図4に示すように本実施の形態では、集光レンズ23をその光軸方向に移動自在なレンズステージ32に取り付け、このレンズステージ32の(光軸方向に沿った)位置を自動ステージ制御装置33により自動設定するようにしている。

【0039】

自動ステージ制御装置33はPMT29aの出力信号を用いてレンズステージ32の位置を自動調整する。

この場合、この自動ステージ制御装置33は図5で説明するようにPMT29aによる出力信号が最大となる、つまり図4(B)に示すように、ファイバ端面からの反射光が最も強くなるように、レンズステージ32の位置を自動調整する。

【0040】

この自動ステージ制御装置33による自動調整の設定動作を図5を参照して説明する。最初にコネクタ8を本体4のコネクタ受けに挿入(装着)する。そして、図示しない自動調整のスイッチをONにする。

【0041】

すると、自動ステージ制御装置33は自動設定の動作を開始し、ステップS1に示すように自動ステージ制御装置33はその内部の図示しないCPUがPMT29aの出力Vを読む。

【0042】

そして、ステップS2に示すようにCPUは出力Vを参照用の出力値V_{ref}に設定する。次のステップS3で自動ステージ制御装置33のCPUはレンズステージ32(つまり集光レンズ23)をファイバ端面に1ステップ分近づける。その後、ステップS4に示すようにCPUはPMT29aの出力Vを読む。

【0043】

次のステップS5で、CPUは出力Vと参照用の出力値V_{ref}との比較判断、例えばV>V_{ref}の比較判定を行う。この比較判定に該当する、つまりV>V_{ref}の場合にはステップS2に戻り同様の処理を繰り返す。一方、V>V_{ref}の比較判定にならない場合にはステップS6に進む。

【0044】

このステップS6では出力Vを参照用の出力値V_{ref}に設定する。そして、次のステップS7で、自動ステージ制御装置33のCPUはレンズステージ32(つまり集光レンズ23)をファイバ端面から1ステップ分遠ざける。その後、ステップS8に示すようにCPUはPMT29aの出力Vを読む。

【0045】

次のステップS9で、CPUは出力Vと参照用の出力値V_{ref}との比較、例えばV>V_{ref}の比較判定を行う。V>V_{ref}の判定結果の場合にはステップS6に戻り同様の

10

20

30

40

50

処理を繰り返す。一方、 $V > V_{ref}$ にならない場合にはステップS10に進む。

【0046】

ステップS10では自動ステージ制御装置33のCPUはレンズステージ32（つまり集光レンズ23）をファイバ端面に1ステップ分近づけた後、この自動調整の設定動作を終了する。

【0047】

図5に示すような自動設定の制御方法によれば、最初のコネクタ8の装着状態が焦点面の位置からいずれの方向にずれていても、レンズステージ32を微小な移動のステップ量ずつ近づけたり、遠ざけたりできるようにしているので反射光の強度が最も大きくなる焦点面の状態に自動設定することができる。

10

【0048】

従って、本実施の形態によれば、コネクタ8を装着してファイバ端面が焦点面の位置に調整する作業を不用にでき、操作性（使い勝手）を大幅に向上することができる。

【0049】

図5では自動ステージ制御装置33による自動調整の方法を説明したが、図6に示すようにマニュアルで調整を行うピント調整機構41にしても良い。

図6では、本体4に着脱可能な着脱手段となるコネクタ側に設けた構成を示している。

コネクタ42を構成するコネクタ本体42aにはファイバ端面を固定したファイバホルダ（バンドルホルダ）43の位置を集光レンズ23の光軸方向に調整する位置調整ネジ44を設けている。

20

【0050】

例えば、ファイバ端面を固定したファイバホルダ43はコネクタ本体42aの内側に集光レンズ23の光軸方向に移動自在に嵌入され、ファイバホルダ43のフランジ部を貫通するレール孔にレール45を通すと共に、ネジ孔には位置調整ネジ44を通してある。

そして、この位置調整ネジ44の摘み部を回転することにより、ファイバホルダ43を光軸と平行な方向に移動できるようにしている。

【0051】

また、コネクタ本体42aは本体4に設けたコネクタ受け46における内周面に嵌合して位置決めされ、バネ47で付勢されたコネクタ固定部材48でコネクタ受け46に固定される。

30

図6の構成の場合には、位置調整ネジ45の摘み部を回転して、ファイバホルダ43を集光レンズ23の光軸方向に移動し、その際に光検出器29（或いはPMT29a）の出力が最大となる位置に調整すれば良い。

【0052】

図7は光軸方向と直交する平面位置のマニュアルによる調整機構51を示す。図7（A）は断面によりその構成を示し、図7（B）は正面図でその構成を示す。

つまり、図6では光軸方向の調整機構を説明したが、図7は光軸と直交する平面で、ファイバ端面の中心位置を略光軸上に設定するための調整機構の構造を示す。

【0053】

図7に示すようにコネクタ52を構成するコネクタ本体52aには、ファイバ端面が集光レンズ23の光軸方向と直交する平面内における一方の方向（図7（A）及び図7（B）では例えば上下方向）に移動自在となるファイバホルダ53により保持され、このファイバホルダ53は位置調整ネジ54aにより上下方向に移動可能である。

40

【0054】

また、このファイバホルダ53は、このファイバホルダ53の移動方向と直交する水平方向に移動自在のステージ55に搭載され、このステージ55は位置調整ネジ54bにより水平方向に移動する。

つまり、位置調整ネジ54a及び54bにより、ファイバ端面が上下及び左右方向に移動可能である。

【0055】

50

また、このコネクタ本体 5 2 a は図 6 の場合と同様に本体 4 に設けたコネクタ受け 4 6 における内周面に嵌合して位置決めされ、パネ 4 7 で付勢されたコネクタ固定部材 4 8 でコネクタ受け 4 6 に固定される。

このように平面位置の調整機構 5 1 を設けているので、コネクタ 5 2 を交換して別の光プローブを装着した場合においても適切な範囲の顕微鏡画像が得られるようになる。つまり、所定の機能を確保できるようになる。

【0056】

図 7 では光軸方向と直交する平面位置のマニュアルによる調整機構 5 1 の説明をしたが、図 8 に示すように電氣的に行う、より具体的にはスキヤニングで調整（スキヤニングしてスキヤニング結果から表示範囲やスキヤニング範囲の調整を）するようにしても良い。

10

図 8 (A) はファイバ端面の部分での光ファイバの配列の様子を示し、図 8 (B) はこの端面をスキャンミラー 2 4 a、2 4 b による光スキャンの様子を示すと共に、その光スキャンした場合における光検出器 2 9 の出力における x 方向及び y 方向の出力範囲を示す。

【0057】

例えば図 2 においてコネクタ 8 を本体 4 のコネクタ受けに装着して、スキャナ駆動装置 2 5 を動作させ、その状態における光検出器 2 9 の出力値を調べ、ファイバ端面で反射されて反射光出力が得られたものの x 方向の走査範囲と y 方向の走査範囲を調べると図 8 (A) のようにファイバ端面を走査するのに必要な x 方向及び y 方向の走査範囲の情報を得ることができる。

【0058】

20

このように走査情報が得られたら、図 9 に示すように光ファイバが存在する部分（図 9 の梨地模様の部分）だけを表示に利用するようにしても良いし、図 10 に示すように光ファイバがある部分付近にスキャン範囲を自動調整するようにしても良い。

【0059】

このようにすると、光軸と垂直な平面方向での位置調整を電氣的に行うことができる。

まず、図 9 により光ファイバが存在する部分のみを表示に利用する場合を説明する。

図 9 (A) は低速側、具体例では y 方向の走査を行う場合のトリガとなるフレームトリガを示し、このフレームトリガに同期して y 方向の光走査（低速スキャン側）が行われる。

図 9 (B) はこの場合におけるファイバ端面が存在する部分であると、この部分で反射光が検出される状態になる（H レベルで示す）。

30

【0060】

また、図 9 (C) は x 方向の光スキャン（高速スキャン）を行う場合のライントリガを示し、この場合においても、図 9 (D) に示すようにファイバ端面が存在する部分では反射光が検出されることになる。

つまり、図 9 (B) の右側の図 9 (E) に示すようにファイバ端面がある部分を含むようにそれより広い範囲をスキャン範囲としてスキャンし、反射光が検出される範囲でのみ表示を図 9 (F) に示すように表示範囲にする。このようにすると、光軸と垂直な平面方向の位置調整を電氣的に容易に行うことができる。

【0061】

次に図 10 を参照して、光ファイバが存在する部分付近にスキャン範囲を自動調整する方法を説明する。

40

図 10 (A) 側は（コネクタ 8 を装着して自動調整ボタンを ON にして）自動調整前にスキャンした場合のスキャン範囲やその場合におけるミラーの振動、トリガ信号、ファイバ端面からの反射光を示し、左側の図 10 (B) は自動調整後のスキャン範囲等を示す。

【0062】

まず、図 8 (B) に示したのと同様に図 10 (A) の最上部に示したようにスキャンする。その下には、この場合におけるスキャンミラー 2 4 a（及び 2 4 b）の振動を示し、その下はそのトリガ信号を（共通で）示し、さらにその下は反射光の検出の有無を示している。

【0063】

50

反射光の範囲が検出（取得）された場合には、この反射光の範囲を基準にして、白抜きの矢印の方向の図 10（B）に示すように、スキャン範囲を狭く（小さく）する。

【0064】

具体的には、反射光が検出される範囲がスキャン範囲の 90% 以上となるようにカメラ 24a（及び 24b）の振動の振幅を小さくする。換言すると、反射光が検出される時間範囲がトリガ 1 周期の 90% 以上になるようにスキャナ駆動信号の振幅を小さくするように自動調整する。

【0065】

このようにスキャナ駆動信号の振幅を、ファイバ端面からの反射光が検出される範囲付近に自動調整することにより、コネクタ 8 を装着した場合における適切な装着状態に設定する作業が不用となり、使い勝手を向上できる。

10

【0066】

上述したように、本実施の形態によれば、ピント調整を行うようにしているので、S/N 比の良い顕微鏡画像を得ることができる。また平面位置の調整を行うようにしているので、光ファイバ端面のファイバ本数だけの解像度の顕微鏡画像を得たり、また収差の少ない画質の良い顕微鏡画像を得ることもできる。

また、電氣的に自動調整することにより、使用者が調整しなくても済み、使い勝手を向上できる。その他、第 1 の実施の形態と同様の効果がある。

【0067】

なお、本実施の形態で説明した実施の形態を組み合わせても良い。つまり、光軸方向でのピント位置調整と、光軸と直交する方向の平面位置調整とを組み合わせるようにしても良い。より具体的には、図 4 のレンズ位置（ピント位置）調整と図 7 のコネクタでの平面位置調整を組み合わせたか、図 6 のコネクタでの調整と図 8（～図 10）スキャン調整を組み合わせてもよいし、図 4 のレンズ位置調整と図 8 のスキャン調整を組み合わせたか、図 6 のコネクタでの調整と図 7 のコネクタでの平面位置調整を組み合わせる等、いずれの組み合わせでも良い。

20

【0068】

（第 3 の実施の形態）

次に図 11 から図 17 を参照して本発明の第 3 の実施の形態を説明する。図 11 は本体 4 に着脱されるコネクタ 8 の周辺部の光学系を示す。本実施の形態は、光ファイババンドル 7 のコネクタ 8 側の基端部（ファイバ端面）付近の外径を大きくした拡張部 58 を形成している。

30

つまり、基端部付近では、光ファイバの外径を、例えばテーパ状に太くし、外径を太くすることにより光ファイバ配列の間隔を大きくしている。

【0069】

このように光ファイバ配列の間隔を大きくすることにより、集光レンズ 23 により入射される場合における隣接する光ファイバのコア間の間隔を（基端のコネクタ付近より前側部分等の他のプローブ部分でのコア間の間隔よりも）大きくしてクロストークを抑制できるようにすると共に、光ファイバ配列の間隔を大きくした際に、コアの直径も大きくして光の伝送効率も向上している。

40

【0070】

また、図 12 は本実施の形態に採用される光ファイババンドル 7 のコア 61 とクラッド 62 のサイズの関係を示す。

図 12（A）はクロストーク（分解能）を重視した場合、また図 11（C）は光効率（S/N 比）を重視した場合、そして図 12（B）はその両方を考慮した場合における光ファイババンドル 7 におけるコア 61 及びクラッド 62 のサイズの概略を示す。

【0071】

図 12（A）ではコア 61 の直径 a とクラッド 62 の直径 b の比、a : b を 1 : 3 に設定して、S/N 比よりもクロストークを抑制した光ファイババンドル 7 にしている。

図 12（C）ではコア 61 の直径 a とクラッド 62 の直径 b の比、a : b を 3 : 1 に設定

50

して、クロストークの抑制よりもS/N比を高くできるようにした光ファイババンドル7にしている。

【0072】

また、図12(B)はコア61の直径aとクラッド62の直径bの比、 $a:b$ を図12(A)と図12(C)の中間の値、つまり1:3~3:1に設定して、適度のクロストークの抑制とS/N比が得られるようにした。

【0073】

図13は第3の実施の形態の光プローブにおける先端部10の構造を示す。本実施の形態における先端部10では針型形状部11が、例えば回転対称な形状にしている。

【0074】

つまり、針型形状部11は管状部材10aの先端側を円錐台形状にして、光ファイババンドル7の先端面からさらにプリズム26で反射された光が入射される円錐形状部分の側面に開口を設けて集光レンズ27を取り付け、この集光レンズ27を介して観察範囲12側に光を集光照射するようにしている。

【0075】

本実施の形態では、集光レンズ27は円錐面に設けた開口に取り付けているので、集光レンズ27の光軸は管状部材10aの軸方向とこれに垂直な方向との間の斜め方向となり、本実施の形態では斜め方向から観察範囲12を観察することができる。

【0076】

図14は第1変形例における先端部10の構造を示す。

本変形例における先端部10では針型形状部11が、図13の場合とほぼ同様に回転対称な形状にしているが、本変形例では直視型の光プローブを形成している。

【0077】

つまり、管状部材10aの内側に固定された光ファイババンドル7の先端面から出射される光は、管状部材10aの中心軸方向に出射され、針型形状部11を形成する円錐形状部分の内壁にその光軸が前記中心軸と平行となるように固定された集光レンズ27により集光され、円錐の先端付近を切り欠いた観察窓に取り付けたカバーガラス66を経て、前方側の観察範囲12側に集光照射されるようになる。本変形例によれば、直視方向の観察ができる。

【0078】

図15は第2変形例における先端部10の構造を示す。この変形例は図14において、集光レンズ27の代わりにGRINレンズ67を採用したものである。具体的には、光ファイババンドル26の先端面と観察窓に取り付けたカバーガラス66との間に、GRINレンズ67を配置したものである。

【0079】

本変形例も直視方向の観察ができる。また、GRINレンズ67を採用することにより、通常の集光レンズ27を用いた場合よりも、より細径化することもできる。また、光量ロス小さくできる等の効果がある。

【0080】

図16は第3変形例における先端部10の構造を示す。この変形例は図2に示す第1の実施の形態において、光ファイババンドル26の先端面とプリズム26との間に、マイクロレンズアレイ68を配置し、かつ集光レンズ27を用いない構造にしている。つまり、図2における集光レンズ27を取り付けていた開口にはカバーガラス66を取り付けて透明窓にした構造にしている。

【0081】

このようにマイクロレンズアレイ68を採用した構造にすることにより、集光レンズ27を採用した場合における視野の端で生じる収差を抑えることができるようにしている。

【0082】

換言すると、近軸光線の範囲から外れた光線の場合には集光レンズ27の場合には収差となって画像の劣化の原因となるが、マイクロレンズアレイ68を採用することにより、近

10

20

30

40

50

軸光線に近い状態での集光レンズの機能を持たせることができ、収差の少ない画像を得られる効果がある。

【0083】

図17は第4変形例における先端部10の構造を示す。この変形例は図2において、プリズム26と集光レンズ27との機能を持つプリズムレンズ69を採用している。

【0084】

具体的には、図2におけるプリズム26が配置されている位置にプリズムレンズ69を配置している。このプリズムレンズ69は光ファイババンドル26の先端面に対向する面と、カバーガラス66に対向する面とを凸レンズ状にしたプリズムレンズにしている。

このように両機能を持つプリズムレンズ69を採用することにより、光学調整や組立等が容易となり、低コスト化も可能となる。

【0085】

本実施の形態によれば、コネクタ付近での外径を大きくしているので、クロストークを低減したり、S/N比を向上した光イメージング画像を得ることができる。その他、第1の実施の形態と同様の効果がある。

【0086】

(第4の実施の形態)

次に図18から図22を参照して本発明の第4の実施の形態を説明する。図18(A)は第4の実施の形態における光プローブの先端側の構成を示し、図18(B)はその中空ニードルを示す。

【0087】

本実施の形態の光プローブは、中空ニードル71内に光ファイババンドル7及び集光レンズ27を配置した内筒72を配置し、この内筒72の先端部付近を(光ファイババンドル7の軸方向となる)z方向に伸縮するz方向アクチュエータ73で保持している。

【0088】

円筒状の内筒72はその先端が開口してカバーガラス66を取り付けた気密構造にした直視型のプローブの機能を持つ。

また、中空ニードル71は先端側が斜めに切り欠かれた開口71aが形成されており、図18(A)に示すように被検体2に穿刺することにより開口71a内に被検体2の組織2aが入り込む。

【0089】

そして、この開口71a内に入り込んだ組織を内筒72内のプローブにより観察することができるようにしている。この場合、z方向アクチュエータ73により内筒72をz方向に進退移動でき、観察範囲をz方向に調整できるようにしている。

【0090】

本実施の形態によれば、中空ニードル71内に入り込んだ部分の組織の細胞像等の顕微鏡画像を得ることができる。また、z方向アクチュエータ73により、深さ方向の位置が異なる顕微鏡画像を得ることができる。

【0091】

図19(A)は第1変形例における光プローブ10の先端側の構成を示す。この光プローブ10は図13の光プローブの先端部10において、さらに先端部10に突起76が設けられている。

【0092】

つまり、管状部材10aには、管状部材10aの軸と直交する方向に突起76が突出されている。そして、図19(B)に示すように針形状部11を被検体2に穿刺した場合この突起76により、それ以上穿刺しないように規制される穿刺深さ制限手段を形成している。

本変形例によれば、穿刺して観察する場合、意図しない深さ以上に穿刺してしまうことを防止できる効果がある。

【0093】

図 20 は第 2 変形例における光プローブ 3 の先端側の構成を示す。

この光プローブ 3 ではその先端側に着脱可能な観察深さ制限部材 77 を配置している。

この光プローブの先端部 10 には図 19 の場合と同様に突起 78 が設けてあり、この外側に観察深さ制限部材 77 を配置している。

【0094】

この観察深さ制限部材 77 は略円筒形状で、その内周面に突起 78 の外径より小さい内径部分の係止用突起 77a、77b が長手方向の 2 箇所に設けてあり、突起 78 は両係止用突起 77a、77b の間で移動可能にしている。

【0095】

図 20 (A) に示すように光プローブ 10 の先端に配置した観察深さ制限部材 77 を被検体 2 の表面にその先端面が当接するように設置した場合には、突起 78 は係止用突起 77a に当接し、この状態では光プローブの針型形状部 11 の先端が被検体 2 の表面付近に位置し、その場合には表面付近の観察範囲 12 となる。

【0096】

さらに深部側を観察しようとする場合には針型形状部 11 を被検体 2 内に穿刺することにより、被検体 2 内部を観察範囲 12 とすることができる。深く穿刺した場合でも図 20 (B) に示すように突起 78 が係止用突起 77b に当接する状態よりは深く穿刺できないように規制している。

つまり、係止用突起 77b により、これ以上深くまで穿刺されないようにできる。つまり、観察を意図しない深さまで穿刺することを防止できる。

【0097】

(第 5 の実施の形態)

次に図 21 及び図 22 を参照して本発明の第 5 の実施の形態を説明する。図 21 は第 5 の実施の形態における光プローブ 3 及び本体 4 の光学系部分の構成を示す。

本実施の形態における本体 4 では、図 2 の本体 4 の光学系において、ハーフミラー 22 の代わりに偏光ビームスプリッタ (PBS と略記) 81 を採用している。

【0098】

また、光源 20 は S 偏光の光を発生し、この S 偏光の光が PBS 81 に入射され、この光は PBS 81 で殆ど 100% 反射されるようにしている。この PBS 81 は P 偏光の光を透過する。

また、本実施の形態における光プローブ 3 は、例えば図 14 の光プローブにおいて、光ファイババンドル 7 の先端面と集光レンズ 27 との間に 1/4 波長板 82 が配置されたものが用いてある。

その他は第 1 の実施の形態と同様の構成である。本実施の形態によれば、PBS 82 で反射された光がスキャンミラー 24a、24b で反射されて光プローブ 3 の光ファイババンドル 7 の基端面に集光して入射された場合、その基端面で仮に反射されてもその光は PBS 81 を透過しないので、反射光が光検出器 (ここでは PMT 29a) に入射されないようにでき、S/N 比を向上できる。

【0099】

また、光ファイババンドル 7 の先端面から出射された S 偏光の光は 1/4 波長板 82 を透過した際、円偏光の光となり、被検体 2 側からの反射光がこの 1/4 波長板 82 を透過した際に P 偏光となり、この光は PBS 81 を殆ど 100% 透過し PMT 29a で受光される。

つまり、本実施の形態では、光の信号成分のみを効率良く利用でき、S/N 比を向上できる。

【0100】

図 22 は変形例における光イメージング装置 83 の主要部、つまり本体内の光学系を光プローブと共に示す。本変形例における本体 4 は、図 2 等における本体 4 に設けた光走査手段を設けない構造にしている。

【0101】

10

20

30

40

50

具体的には図2における集光レンズ23と、光プローブ3の光ファイババンドル7の基端面との間に配置されているスキャンミラー24a、24bを削除して設けない構成にすると共に、集光レンズ28の結像位置に撮像素子、例えばCCD84を配置した構成にしている。

【0102】

また、この場合には、集光レンズ23及び集光レンズ28は光ファイババンドル7の基端面とCCD84の撮像面とが共焦点関係に設定されている。また、光源20の光は光ファイババンドル7の基端面全体に入射されるように設定されている（具体的には、光源20はコリメータレンズ21の焦点位置よりわずかにコリメータレンズ21寄りに配置されている）。

10

【0103】

また、光プローブ3は例えば図2の光プローブ3と同じ構成である。その他の構成は第1の実施の形態と同様である。

本実施の形態によれば、光走査手段を不要としているので、その構成が簡単になると共に、低コスト化することができる。

なお、図22においてハーフミラー22をダイクロイックミラーにすることにより、蛍光観察を行うことができる。

【0104】

（第6の実施の形態）

次に図23及び図24を参照して本発明の第6の実施の形態を説明する。図23（A）は第6の実施の形態の光イメージング装置91の構成を示し、図23（B）は使用例における内視鏡の先端部付近を示す。

20

【0105】

図23（A）に示すように本光イメージングシステム91では、光プローブ3による光イメージング像としての共焦点顕微鏡像（細胞像）を得る光イメージング装置としての機能の他に、種類が異なる画像取得手段による画像を合成して表示することができるようにしたものである。

【0106】

図23に示す光イメージング装置91は、光プローブ3、本体4及びモニタ5の他に、この光プローブ3が挿通されるチャンネルを備えた内視鏡92と、このチャンネル内に光プローブ3と共に挿通される超音波プローブ93と、この超音波プローブ93が駆動される超音波プローブ駆動装置94と、超音波プローブ93からの超音波エコー信号に対する信号処理を行い、超音波像を生成する超音波画像処理装置95と、本体4から出力される光イメージング像と超音波画像処理装置95から出力される超音波像とを合成する画像合成装置96とを有する。

30

【0107】

また、この他に、内視鏡92に内蔵された撮像素子による撮像信号に対する信号処理を行い内視鏡像の映像信号を生成するビデオプロセッサ等を有し、このビデオプロセッサからの内視鏡像も画像合成装置96に入力される。

【0108】

そして、図23（B）に示すように（体腔内に挿入された）内視鏡92を挿入部97の先端部97aを、体腔内の被検部位2bに近づけて内視鏡92による観察下で、チャンネルの先端から突出される光プローブ3の先端部10を被検部位2bの内部に穿刺するなどして観察範囲12で細胞像5aを得ることができると共に、超音波プローブ93の先端の超音波振動子を収納した超音波収納部98を被検部位2bの表面に押し付けることにより、光プローブ3の先端側の被検部位2b内に穿刺された部分（モニタ5ではプローブ先端像5d）を含む超音波像を得ることができるようにしている。

40

【0109】

従って、モニタ5には、図23（A）に示すように内視鏡像5b、細胞像5a、超音波像5cを合成して表示することができる。超音波像5cにより針状に光プローブ3の先端部

50

側のプローブ像 5 d も得ることができる。

【0110】

本実施の形態によれば、細胞像 5 a だけでなく、内視鏡像 5 b、超音波像 5 c も表示できるようにしているので、観察対象の部位に対する診断等をより総合的に行い易い。また、光プローブ 3 の先端部 10 の穿刺状態等の確認もし易くなる。

【0111】

図 24 は変形例の光イメージング装置 101 を示す。この光イメージングシステム 101 は、光プローブ 3、本体 4 及びモニタ 5 からなる光イメージング装置の機能の他に、X 線画像生成手段を備えたシステムである。

【0112】

図 24 に示す光イメージング装置 101 は、実験ステージ 102 内に被検体となる例えばラット 103 が載置され、実験ステージ 102 の上端に設けたプローブ固定治具 104 により、ラット 103 に針型形状部 11 の先端が穿刺された光プローブ 3 の先端部 10 が固定されている。

この光プローブ 3 が接続された本体 4 は画像合成装置 105 を介してモニタ 5 に接続されており、モニタ 5 の表示面には細胞像 5 a が表示される。

【0113】

また、実験ステージ 102 を挟むように一方及び対向する他方の側方とには X 線を発生する X 線発生装置 106 と、その X 線を検出する X 線検出装置 107 とが配置され、X 線発生装置 106 の X 線はラット 103 に照射された後、X 線検出装置 107 で検出される。

【0114】

この X 線検出装置 107 により電気信号に変換された後、その電気信号は X 線画像生成装置 108 に入力され、X 線像の映像信号が生成される。そして、X 線像は画像合成装置 105 に入力され、モニタ 5 の表示面には細胞像 5 a と共に、X 線像 5 e が表示される。

【0115】

図 24 に示すようにモニタ 5 に表示される X 線像 5 e はラット 103 の X 線像と共に、このラット 103 に穿刺される光プローブ 3 の先端像 5 f も表示される。また、モニタ 5 の表示面上には、光プローブ 3 の先端側が穿刺される深さ表示用目盛り 109 が表示或いは付けてあり、概略の穿刺深さを容易にわかるように穿刺深さ表示手段を形成している。

本変形例によれば、図 23 の場合とほぼ同様の効果が得られる。

【0116】

この他に、光プローブ 3 により得られる共焦点顕微鏡画像による画像取得手段の他の X 線検出装置 107 等の画像取得手段として光 CT 断層画像装置による光 CT 断層画像、或いは通常の光学式顕微鏡の結像位置に CCD 等を配置して得られる顕微鏡画像等を画像合成手段を介して共通のモニタ 5 等に表示するようにしても良い。

【0117】

なお、上述した各実施の形態等では光プローブを光源 20、光検出手段及び画像生成手段を内蔵した本体 4 に着脱可能にしているが、これに限定されるものでなく、例えば本体 4 を画像生成手段と別体とした場合の本体に着脱可能にしても良いし、さらに光検出手段及び画像生成手段と別体とした場合の本体に着脱可能にしても良い。この他、光源 20、光検出手段及び画像生成手段における少なくとも 1 つを内蔵した本体 4 に着脱可能にしても良い。

なお、上述した各実施の形態を部分的に組み合わせる等して構成される実施の形態等も本発明に属する。

【0118】

[付記]

1. 被検体に光を照射するための光源と、
細径のプローブと、
前記プローブ内に設けられ、前記光源からの光を被検体に導く光ファイババンドルと、
前記被検体からの戻り光を検出する光検出手段と、

10

20

30

40

前記光検出手段から得られた信号から画像を生成する画像生成手段と、
を有する光イメージング装置であって、
前記プローブの先端を前記被検体に穿刺可能とする針型形状部と、
前記プローブを前記光源、前記光検出手段、前記画像生成手段のうち少なくとも１つと着
脱可能とするための着脱手段と、
を具備することを特徴とする光イメージング装置。

【０１１９】

１－１．付記１において、前記プローブを被検体に穿刺する深さを制限するための穿刺深
さ制限手段をもつ。

１－２．付記１において、前記プローブが体腔内に挿入可能な体腔内観察プローブである 10

。 １－３．付記１において、前記ファイババンドルの光源側の端面と、前記光源から発せら
れ前記ファイババンドルに入射する光との相対的な位置関係を調整する、位置調整手段を
持つ。

【０１２０】

１－３－１．付記１－３において、前記位置調整手段が前記着脱手段内の内部に設けられ
ている。

１－３－２．付記１－３において、前記位置調整手段が、前記ファイババンドルと前記光
の相対的な位置関係のうち、光軸と平行な方向の相対的な位置関係を調整する。

１－３－３．付記１－３において、前記位置調整手段が、前記ファイババンドルと前記光 20
の相対的な位置関係のうち、光軸と垂直な平面方向の相対的な位置関係と調整する。

【０１２１】

１－４．付記１において、前記被検体に照射される前記光源からの光の照射位置を変化さ
せる光走査手段をもつ。

１－４－１．付記１－４において、前記光走査手段が、前記光源と前記ファイババンドル
の光源側の端面との間に設けられている。

１－５．付記１において、前記光ファイババンドルの光源側の端面と前記光源の間に、前
記ファイババンドルに前記光源からの前記光を集光させるための第１の集光手段をもつ。

【０１２２】

１－５－１．付記１－５において、前記第１の集光手段と前記光ファイババンドルの光源 30
側の端面との相対的な位置関係を調整する位置調整手段を持つ。

１－５－１－１．付記１－５－１において、前記位置調整手段を自動制御する自動制御手
段を有する。

１－５－１－２．付記１－５－１において、前記位置調整手段が、前記着脱手段の内部に
設けられてる。

【０１２３】

１－５－１－３．付記１－５－１において、前記位置調整手段が、前記第１の集光手段の
位置を調整する。

１－５－２．付記１－５において、前記着脱手段が、前記第１の集光手段付近と前記光フ
ァイババンドルの光源側端面付近に設けられている。 40

１－６．付記１において、前記光ファイババンドルの前記着脱手段付近において、外径が
他の部分より大きい。

【０１２４】

１－６－１．付記１－６において、前記光ファイババンドルの光源側の端面付近において
、前記光ファイババンドルの光が伝達されるコアの直径が他の部分の前記コアの直径より
大きい。

１－６－２．付記１－６において、前記光ファイババンドルの光源側の端面付近において
、前記光ファイババンドルの光が伝達されるコアとコアの間隔が、他の部分の前記間隔よ
り大きい。

１－７．付記１において、前記光ファイババンドルの、光が伝達されるコアの部分の直径 50

がコアとコアの間隔の $1/3$ 以上 3 倍以下である。

【0125】

1-8. 付記1において、前記光ファイババンドルの先端側の端面と前記被検体の間に、前記被検体に前記光源からの光を集光させる第2の集光手段をもつ。

1-8-1. 付記1-8において、前記第2の集光手段と前記ファイババンドルが共焦点光学系をなす。

1-8-2. 付記1-8において、前記第2の集光手段がマイクロレンズアレイである。

【0126】

1-8-3. 付記1-8において、前記第2の集光手段によって集光される前記光が、前記プローブの軸と平行方向に前記被検体に照射される。

10

1-8-4. 付記1-8において、前記第2の集光手段によって集光される前記光が、前記プローブの軸と垂直方向に前記被検体に照射される。

1-8-5. 付記1-8において、前記第2の集光手段がGRINレンズである。

【0127】

1-8-6. 付記1-8において、前記第2の集光手段がプリズムレンズである。

1-9. 付記1において、前記プローブのうち、少なくとも前記先端の鋭利な形状となっている部分が管状の構造になっている。

1-10. 付記1において、前記被検体からの戻り光を前記光源からの光の光路から分離する光分離手段をもつ。

【0128】

20

1-10-1. 付記1-10において、前記光分離手段がダイクロイックミラー。

1-10-2. 付記1-10において、前記光分離手段が偏光ビームスプリッタ。

1-11. 付記1において、前記被検体に対する他の画像取得手段で得られる前記被検体およびその周囲に関する画像が前記画像生成手段で生成された画像と同時に表示する画像合成装置を有する。

【0129】

1-11-1. 付記1-11において、前記他の画像取得手段で得られる前記被検体に関する画像と前記画像生成手段で生成された画像が同一の画像表示手段で表示される。

1-11-2. 付記1-11において、前記他の画像取得手段で得られる前記被検体およびその周囲に関する画像に含まれる前記プローブの画像をもとに前記プローブが前記被検体に刺さっている深さを表示する穿刺深さ表示手段を有する。

30

1-11-3. 付記1-11において、前記他の画像取得手段で得られる画像が超音波断層画像である。

【0130】

1-11-3-1. 付記1-11-3において、前記超音波断層画像が内視鏡観察下で得られる。

1-11-4. 付記1-11において、前記他の観察方法がX線画像観察である。

1-11-5. 付記1-11において、前記他の観察方法が光CT断層画像観察である。

1-11-6. 付記1-11において、前記他の観察方法が内視鏡画像観察である。

1-11-7. 付記1-11において、前記他の観察方法が顕微鏡画像観察である。

40

【0131】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、被検体に光を照射するための光源と、細径のプローブと、

前記プローブ内に設けられ、前記光源からの光を被検体に導く光ファイババンドルと、前記被検体からの戻り光を検出する光検出手段と、

前記光検出手段から得られた信号から画像を生成する画像生成手段と、

を有する光イメージング装置であって、

前記プローブの先端を前記被検体に穿刺可能とする針型形状部と、

前記プローブを前記光源、前記光検出手段、前記画像生成手段のうち少なくとも1つと着

50

脱可能とするための着脱手段と、
を具備しているので、針型形状部を被検体に穿刺することで被検体の内部の顕微鏡画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の光イメージング装置の概略の全体構成図。

【図 2】光イメージング装置の内部構成を示す図。

【図 3】変形例における光プローブの先端部の構成を示す断面図。

【図 4】本発明の第 2 の実施の形態における本体及びコネクタ周辺部を示す図。

【図 5】図 4 における自動ステージ制御装置による制御方法の内容を示すフローチャート図。

10

【図 6】ピント調整機構を備えたコネクタの構造を示す断面図。

【図 7】平面位置調整機構を備えたコネクタの構造を示す図。

【図 8】電氣的に平面位置の調整を行う概略の原理等を示す図。

【図 9】光ファイバが存在する部分を表示するように調整する作用の説明図。

【図 10】光ファイバが存在する部分のみにスキャン範囲を調整する作用の説明図。

【図 11】本発明の第 3 の実施の形態における本体に装着されるコネクタ周辺部の光学系部分を示す図。

【図 12】本実施の形態に採用される光ファイババンドルにおけるコアとクラッドのサイズの関係を示す図。

【図 13】光プローブの先端部の構成を示す断面図。

20

【図 14】第 1 変形例における光プローブの先端部の構成を示す断面図。

【図 15】第 2 変形例における光プローブの先端部の構成を示す断面図。

【図 16】第 3 変形例における光プローブの先端部の構成を示す断面図。

【図 17】第 4 変形例における光プローブの先端部の構成を示す断面図。

【図 18】本発明の第 4 の実施の形態における光プローブの先端側の構成を示す図。

【図 19】第 1 変形例における光プローブの先端側の構成及び作用を示す断面図。

【図 20】第 2 変形例における光プローブの先端側の構成及び作用を示す図。

【図 21】本発明の第 5 の実施の形態における本体内の光学系を光プローブと共に示す構成図。

【図 22】変形例における本体内の光学系を光プローブと共に示す構成図。

30

【図 23】本発明の第 6 の実施の形態の光イメージング装置の全体構成図。

【図 24】変形例の光イメージング装置の全体構成図。

【符号の説明】

1 … 光イメージング装置

2 … 被検体

3 … 光プローブ

4 … 本体

5 … モニタ

7 … 光ファイババンドル

8 … コネクタ

40

10 … 先端部

11 … 針型形状部

12 … 観察範囲

20 … 光源

21 … コリメータレンズ

22 … ハーフミラー

23 … 集光レンズ

24 a、24 b … スキャンミラー

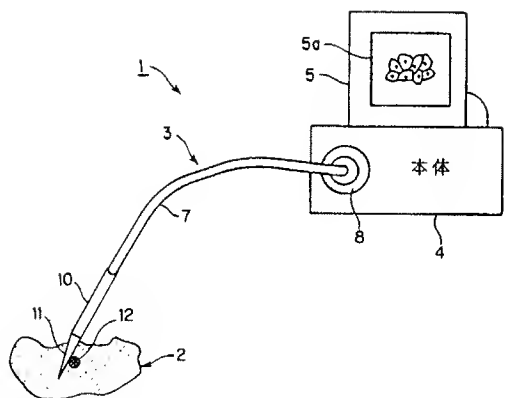
25 … スキャナ駆動装置

26 … プリズム

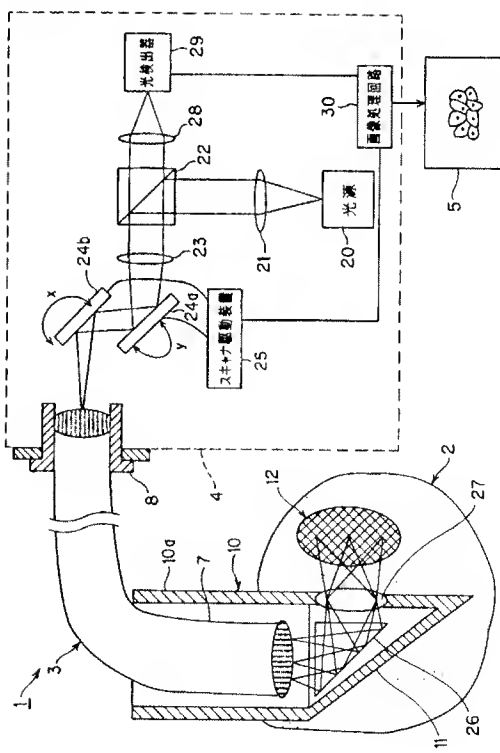
50

- 27 … 集光レンズ
- 28 … 集光レンズ
- 29 … 光検出器
- 30 … 画像処理装置

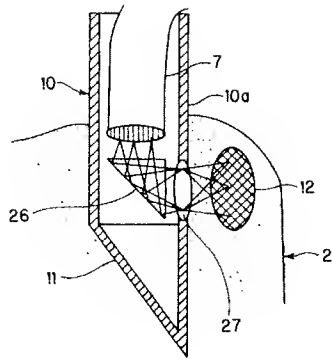
【図1】



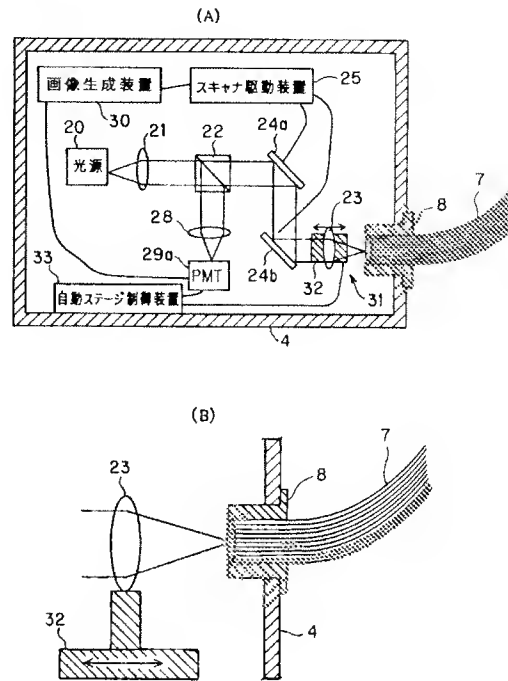
【図2】



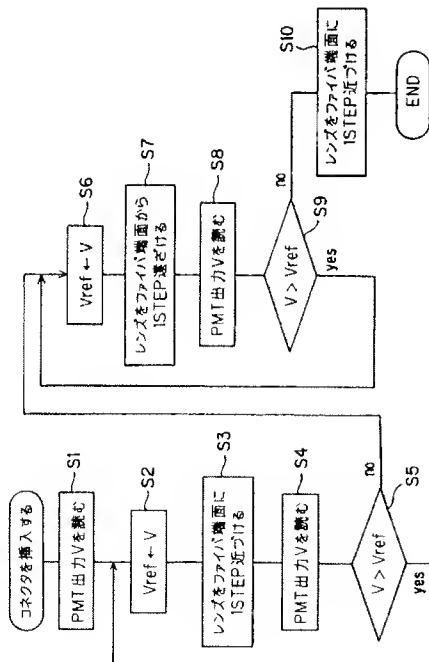
【図 3】



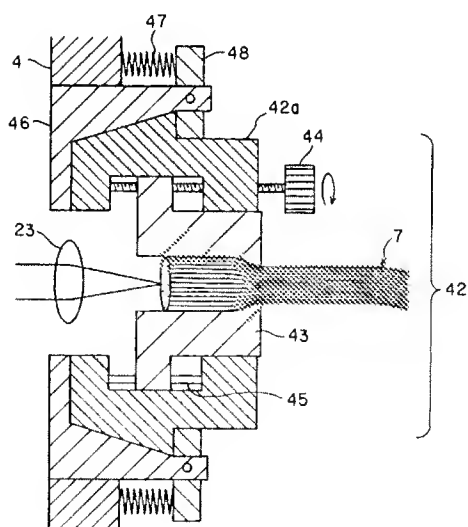
【図 4】



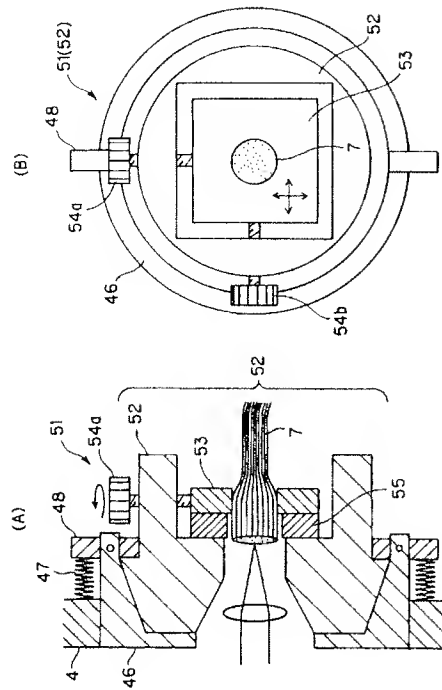
【図 5】



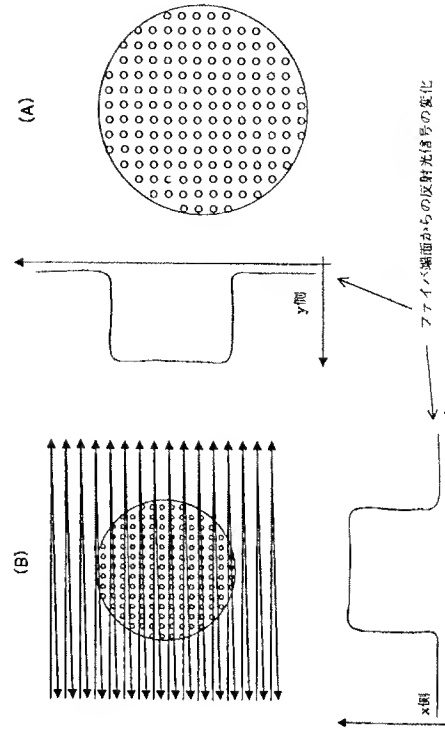
【図 6】



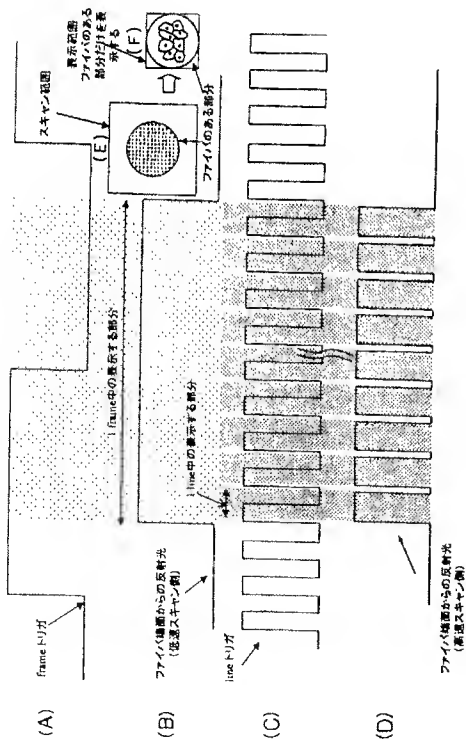
【図 7】



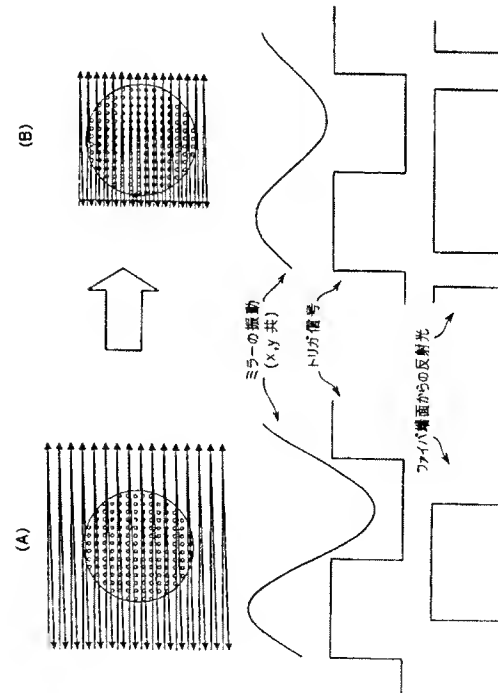
【図 8】



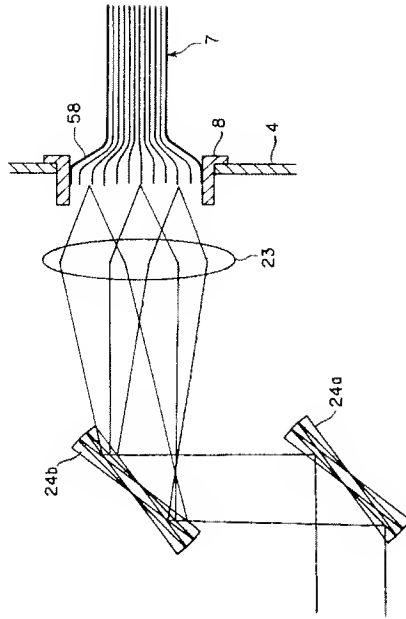
【図 9】



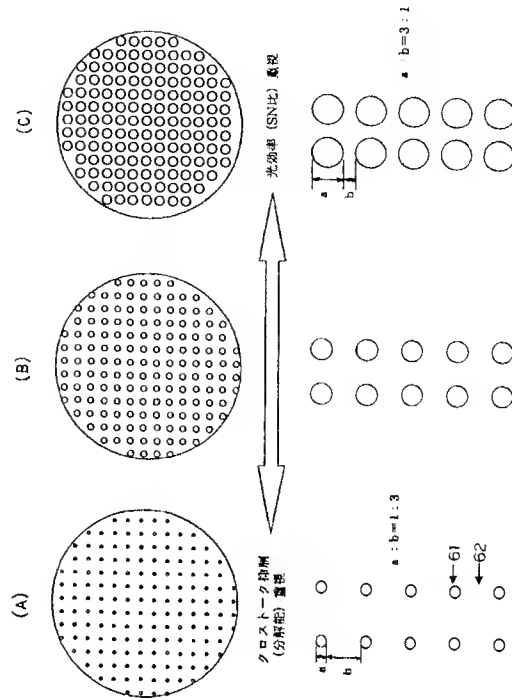
【図 10】



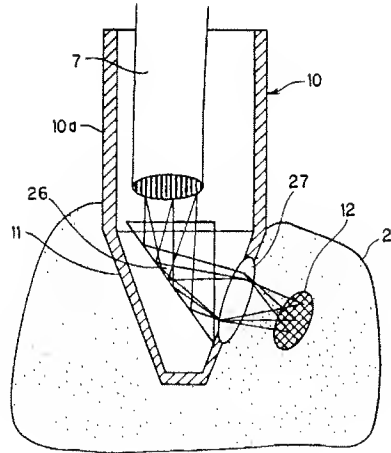
【図 1 1】



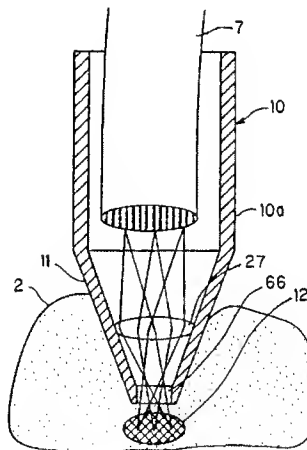
【図 1 2】



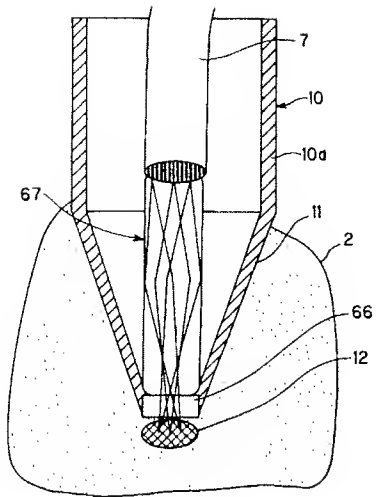
【図 1 3】



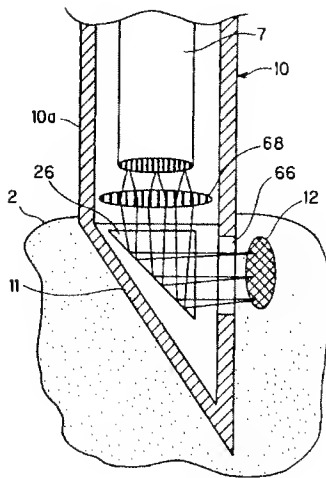
【図 1 4】



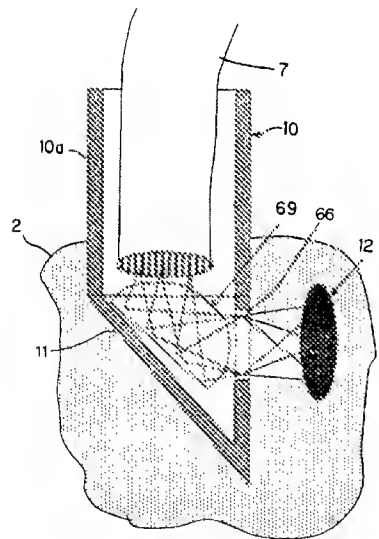
【図 15】



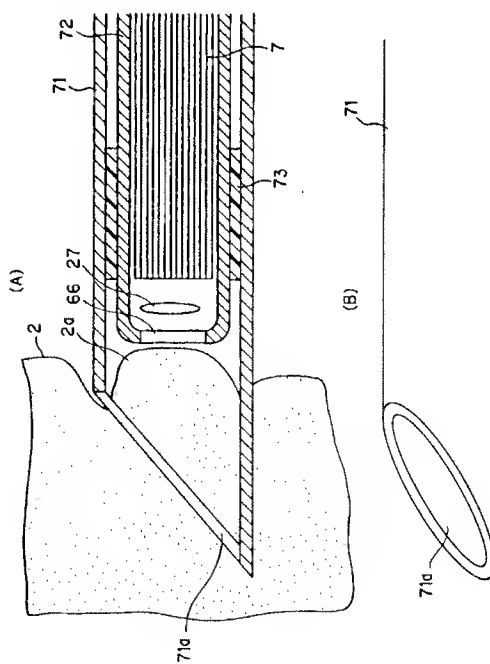
【図 16】



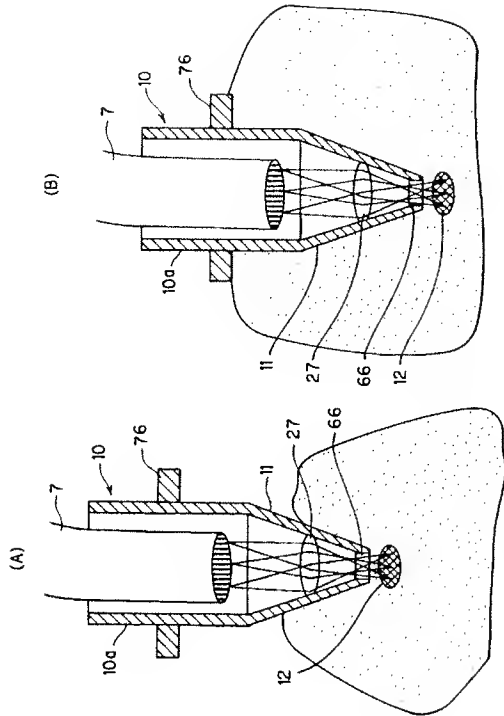
【図 17】



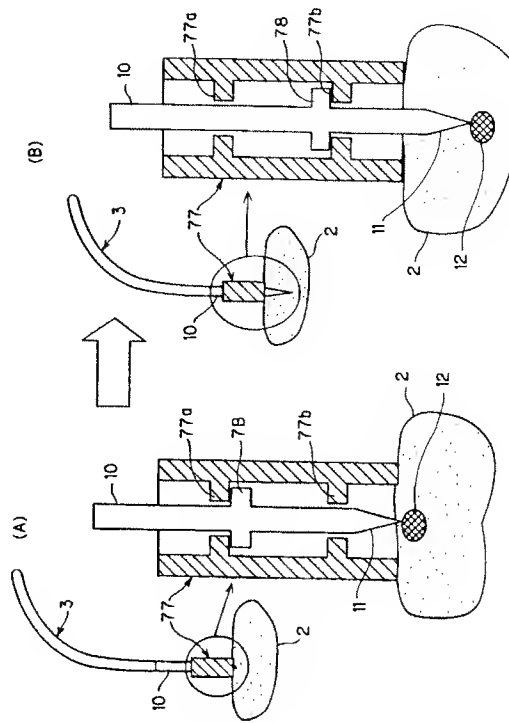
【図 18】



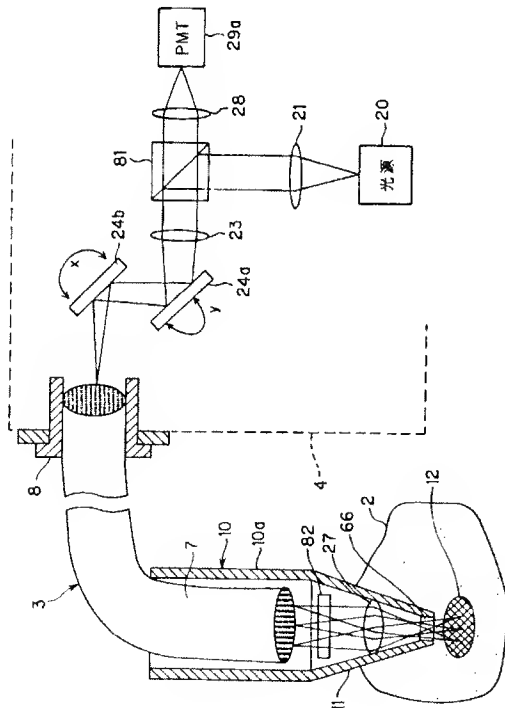
【図 19】



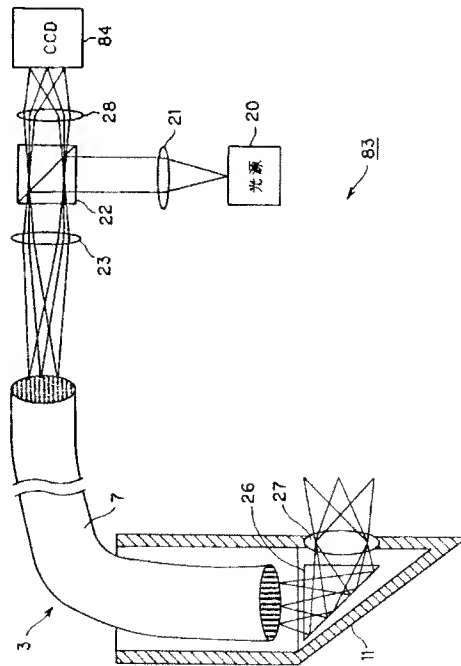
【図 20】



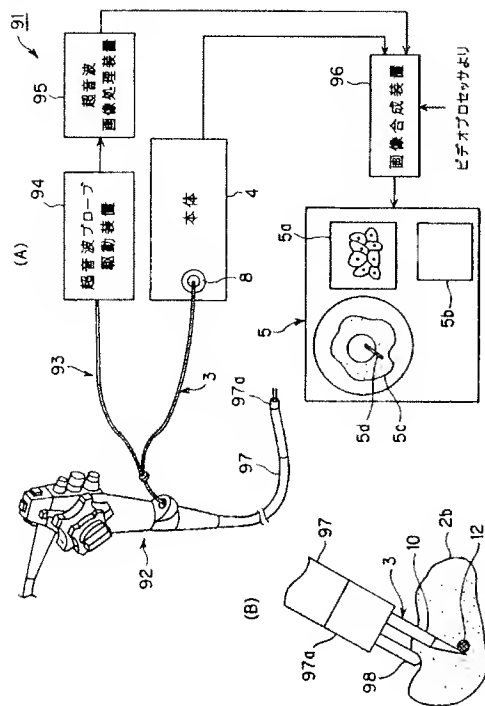
【図 21】



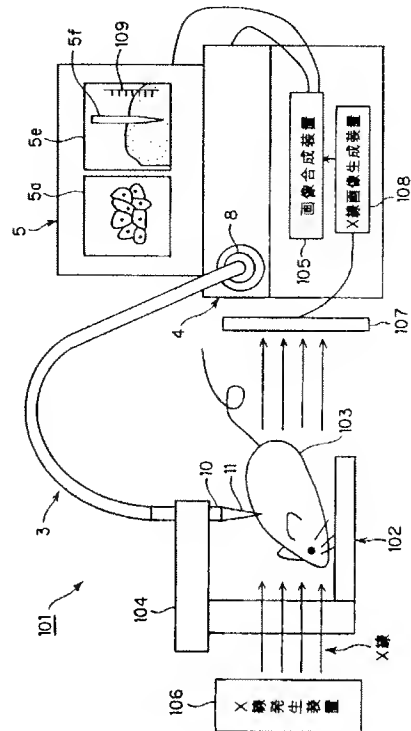
【図 22】



【图 2 3】



【图 2 4】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G059 AA05 BB14 DD13 EE02 EE07 FF01 FF03 GG10 JJ07 JJ11
JJ12 JJ15 JJ17 JJ19 JJ20 JJ22 KK01 KK02 KK04 LL01
MM01
4C061 AA00 BB04 CC07 DD03 FF35 FF46 FF47 FF50 HH51 LL03
MM09 NN01 NN05 PP13 QQ04 WW17 XX02

* NOTICES *

JPO and INPIT are not responsible for any
damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1]

A light source for irradiating analyte,

A probe of a narrow diameter,

An optical fiber bundle which is provided in said probe and leads light from said light source to analyte,

A photodetection means which detects returned light from said analyte,

A picture generation means which generates a picture from a signal acquired from said photodetection means,

It is an optical imaging instrument which ****,

A needle mold configuration part which makes a puncture of a tip of said probe possible at said analyte,

An attachment-and-detachment means for making said probe as removable as at least one among said light source, said photodetection means, and said picture generation means,

A providing optical imaging instrument.

[Claim 2]

The optical imaging instrument comprising according to claim 1:

The end face by the side of a light source of said optical fiber bundle.

A justification means to adjust relative physical relationship with light which is emitted from said light source and enters into said optical fiber bundle.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention]

This invention relates to the optical imaging instrument which obtains a shape of microscopic features using an optical fiber bundle.

[0002]

[Description of the Prior Art]

It has composition which forms a light-scanning means at the tip at JP,11-84250,A, using an optical fiber as a conventional example which enabled it to obtain the shape of microscopic features of a subject, and scans light to the subject side.

In this conventional example, although the optical fiber is used, a means to scan light will be needed at that tip, and a tip will become thick.

[0003]

There is a confocal microscope indicated by JP,11-133306,A as a conventional example which obtains the shape of microscopic features of a sample using an optical fiber bundle.

Since the optical fiber bundle is used in the case of the latter, a light-scanning means can be arranged to the back end side of an optical fiber bundle, and it has composition by which it can be managed even if it does not arrange a light-scanning means to the tip side.

[0004]

[Patent documents 1]

JP,11-84250,A

[0005]

[Patent documents 2]

JP,11-133306,A

[0006]

[Problem(s) to be Solved by the Invention]

However, in the latter conventional example, there is a fault that near the surface of a sample is observable.

[0007]

(The purpose of an invention)

This invention was made in view of the point mentioned above, and an object of this invention is to provide the optical imaging instrument which can obtain the shape of microscopic features inside analyte.

[0008]

[Means for Solving the Problem]

A light source for irradiating analyte,

A probe of a narrow diameter,

An optical fiber bundle which is provided in said probe and leads light from said light source to analyte,

A photodetection means which detects returned light from said analyte,

A picture generation means which generates a picture from a signal acquired from said photodetection means,

It is an optical imaging instrument which ****,

A needle mold configuration part which makes a puncture of a tip of said probe possible at said analyte,

An attachment-and-detachment means for making said probe as removable as at least one among said light source, said photodetection means, and said picture generation means,

It enables it to obtain a shape of microscopic features inside analyte by providing by carrying out the puncture of the needle mold configuration part to analyte.

[0009]

[Embodiment of the Invention]

Hereafter, an embodiment of the invention is described with reference to drawings.

(A 1st embodiment)

Drawing 1 and drawing 2 start a 1st embodiment of this invention, drawing 1 shows the composition of the outline of the optical imaging instrument of a 1st embodiment, and drawing 2 shows the internal configuration of an optical imaging instrument.

[0010]

As shown in drawing 1, the optical imaging instrument 1 of a 1st embodiment of this invention comprises the following:

The optical probe 3 of the thin length who does microscope observation of the analyte 2.

The main part 4 connected enabling free attachment and detachment of this light-scanning probe 3.

The monitor 5 which displays the shape of microscopic features (specifically cell image 5a of the organization of the analyte 2) which was connected to this main part 4 and generated by the picture generation means in a main part.

[0011]

The optical fiber bundle 7 of the narrow diameter is inserted in in the tube which has flexibility, and the optical probe 3 has an insert portion which can be inserted into the abdominal cavity etc. It enables it to connect the connector 8 provided in the end face of this optical probe 3 to the connector receptacle provided in the main part 4, enabling free attachment and detachment.

[0012]

The hard tip part 10 is formed at the tip of this optical probe 3, and it enables it to observe the part considered as the request in analyte 2 inside as the observation area 12 (refer to drawing 2) by forming the needle mold configuration part 11 which sharpened in acute angle shape so that the puncture of that tip could be carried out to analyte 2 inside.

[0013]

The light sources 20, such as a semiconductor laser, are formed, and the light from this

light source 20 is condensed by the condenser 23 by it, after parallel light flux was used with the collimating lens 21 and that part is reflected by the half mirror 22 as a light separating means inside the main part 4. This half mirror 22 leads the light from the light source 20 to the condenser 23 side, and when the returned light from the analyte 2 side enters through the condenser 23, it has the function to divide that light into the photodetector 29 side. The dichroic mirror which is used in the case of the fluorescent observation mentioned later (to substitute of the half mirror 22) will also have a function of a light separating means.

[0014]

On the optical path in the middle of [which is depended on the condenser 23] condensing, The scan mirrors 24a and 24b used as a light-scanning means are arranged, and these scan mirrors 24a and 24b by driving electrically with the scanner drive 25, The end face side of the optical fiber bundle 7 which carried out light scanning of the light condensed by the condenser 23 to y and the x direction which intersect perpendicularly with the optic axis of the condenser 23, and was fixed to the connector (it provided in the end by the side of a light source, i.e., a base end) 8 of the optical probe 3 is scanned, and the irradiation position of light is changed.

[0015]

That is, the end face side adheres, in the connector 8, the optical fiber bundle 7 is arranged in the end face, as many optical fibers aligned in x and a y direction, and the connector receptacle of the main part 4 is equipped so that the end face side may serve as a position of the abbreviated focal plane of the condenser 23.

Therefore, the scanned light scans the optical fiber on the optical fiber bundle 7 arranged in two dimensions in two dimensions. Below, the optical fiber bundle 7 is explained circular.

[0016]

The scanner drive 25 the scan mirror 24a at for example, time (scan period of one frame) only for a prescribed range (more than the size of the diameter in the end face side of the optical fiber bundle 3) to scan to a y direction (it intersects perpendicularly with the optic axis of the condenser 23). Only a prescribed range (more than the size of the diameter in the end face side of the optical fiber bundle 3) repeats the scan mirror 24b at high speed to a x direction (it intersects perpendicularly with a y direction), and scans it to it. And light is transmitted to the apical surface of the optical probe 3 by the optical fiber into which light entered (light guide).

[0017]

On the way, the portion has covered and protected the optical fiber bundle 7 by the flexible tube, and the optical probe 3 has flexibility. And form the hard tip part 10 in the tip side, and the tip part of the optical fiber bundle 7 is fixed by the inside, and the optical system which carries out convergent radiotherapy of the light by which the light guide was carried out with the optical fiber bundle 7 to the analyte 2 side is established in the tip part 10.

[0018]

The light emitted from the apical surface of the optical fiber bundle 7 is reflected in the side by the prism 26 arranged in the needle mold configuration part 11, The numerical aperture attached to the opening of the side of the needle mold configuration part 11 of the position which counters the side of this prism 26 is condensed by the large condenser

(object lens) 27, and convergent radiotherapy is carried out to the side which counters this condenser 27.

[0019]

In the case of drawing 2, the needle mold configuration part 11 makes aslant the tip side of the tubular member 10a which forms the coat pipe of the tip part 10 notching and the shape which cut and blockaded the lacked field, and makes it the shape which is easy to carry out a puncture into the analyte 2 easily.

[0020]

And it enables it to perform light scanning by making into the observation area 12 the portion which counters the condenser 27 by carrying out the puncture of the needle mold configuration part 11 into the analyte 2, as shown in drawing 2.

[0021]

In this case, since it enters being scanned in two dimensions [optical fiber] by that the light from the light source 20 was arranged in two dimensions [side / of the optical fiber bundle 7 / end face] by the condenser 23 provided in the main part 4, and the scan mirrors 24a and 24b, While the light emitted from the apical surface of the optical fiber bundle 7 also moves an apical surface in two dimensions and an emitting position changes (reaching prism 26), it enters into the condenser 27 side.

[0022]

In drawing 2, three typical points show the course of the light emitted from the apical surface of the optical fiber bundle 7, and when the positions emitted from the apical surface of the optical fiber bundle 7 differ, the position by which convergent radiotherapy is carried out also changes.

[0023]

In this case, the condenser 27 condenses the light emitted from the apical surface (optical fiber apical surface) of the optical fiber bundle 7, Only the light which condensed to the observation area 12 used as it and confocal relations, and were reflected or scattered about in the condensed condensing point (position) enters into the optical fiber which emitted light by the condenser 27.

[0024]

The light which entered into the optical fiber follows an outward trip conversely, and is emitted from the end face side of the optical probe 3, It becomes parallel light flux through the scan mirrors 24b and 24a and the condenser 23, and enters into the half mirror 22, and it penetrates, is condensed by the condenser 28 and the part is received with the photodetector 29.

[0025]

The acceptance surface of this photodetector 29 is set up in the shape of a pinhole, and receives only the light near the focal position of the condenser 28. The light by which photoelectric conversion was carried out is inputted into the image processing circuit 30 by this photodetector 29.

[0026]

This image processing circuit 30 amplifies the signal inputted from the photodetector 29, and the A/D conversion of it is carried out, and it is matched with the scanner driving signal by the scanner drive 25, is stored in a memory etc., and generates two-dimensional image data.

[0027]

The image data stored in the memory etc. is read after the scan period of one frame, and carries out D/A conversion etc., For example, it changes into a standard video signal, and outputs to the monitor 5, and the cell image 5a of the organization of the analyte 2 is displayed on the microscopic expansion picture of the observation area 12, and a twist concrete target as an optical imaging picture at the display surface of the monitor 5.

[0028]

According to this embodiment which carries out such composition and an operation, since the needle mold configuration part 11 in which a puncture is possible is formed in the analyte 2, the tip part 10 of the optical probe 3, It becomes possible by carrying out a puncture to the analyte 2 to obtain easily the shape of microscopic features of the organization of the depths of the analyte 2 as well as the ability to acquire the microscope (target expansion) picture near the surface of the analyte 2.

[0029]

Since the attachment and detachment of the connector 8 of the optical probe 3 to the connector receptacle 9 of the main part 4 are enabled, the main part 4 can be equipped with other optical probes with which functions differ, for example, and a shape of microscopic features can also be obtained.

For example, a shape of microscopic features can also be obtained in resolution, resolution, etc. suitable for observation by preparing that from which the thickness of the optical fiber bundle 7 differs, and the optical probe with which the numbers of an optical fiber differ.

[0030]

When an optical fiber carries out OFF disadvantage by prolonged use of the optical probe 3, etc. or it breaks down, it is easy to carry out exchanging and observing using another optical probe.

Although convergent radiotherapy of the light of the light source 20 was carried out to the analyte 2 side and the composition and the operation in the case of detecting the catoptric light were explained by above-mentioned explanation, it is applicable also to fluorescent observation by adopting a dichroic mirror instead of the half mirror 22 in the main part 4.

[0031]

That is, in performing fluorescent observation, the light source 20 generates the light of the wavelength which carries out fluorescence excitation, reflects the light of the wavelength with a dichroic mirror, and it is made to carry out convergent radiotherapy to the analyte 2 side.

[0032]

And only the light of the wavelength of the fluorescence excited by the analyte 2 is set up penetrate a dichroic mirror, and this transmitted light is received with the photodetector 29. Thus, fluorescent observation becomes possible by changing the half mirror 22 into a dichroic mirror, and changing the wavelength of the light generated with the light source 20 into the wavelength which generates excitation light. The light which is generated with the light source 20 in catoptric light observation is substantially good to use the light of single wavelength.

[0033]

Arrange so that the prism 26 and the condenser 27 may be formed in the needle mold configuration part 11 side which was aslant cut with drawing 2 and was lacked as a

condensing optical system established in the tip part 10, but. It may arrange so that the prism 26 and the condenser 27 may be formed in the portion by the side of back from the needle mold configuration part 11, as shown in drawing 3.

[0034]

(A 2nd embodiment)

Next, with reference to drawing 10, a 2nd embodiment of this invention is described from drawing 4. Drawing 4 shows the main part which established the adjustment mechanism of the lens position of the connector in a 2nd embodiment, Drawing 5 shows the explanatory view of operation by the automatic stage adjusting device in drawing 4, Drawing 6 shows the adjustment mechanism of the focus position by a manual (optical axis direction), Drawing 7 shows the adjustment mechanism of a plane position (it intersects perpendicularly with an optical axis direction), and drawing 8 shows the principle etc. of the outline which adjusts a plane position electrically, Drawing 9 shows the explanatory view of an operation adjusted so that the portion in which an optical fiber exists may be displayed, and drawing 10 shows the explanatory view of the operation which adjusts a scan range only to the portion in which an optical fiber exists.

This embodiment is equivalent to the embodiment provided with the adjustment mechanism adjusted to a suitable mounting state, when a main part is equipped with the connector of the end face of an optical probe.

[0035]

As shown in drawing 4 (A), in this main part 4, the automatic regulation mechanism 31 which carries out focus adjustment of the ** connector 8 with which this main part 4 is equipped enabling free attachment and detachment to a predetermined mounting state is provided.

[0036]

That is, as the part is expanded and shown in drawing 4 (B), the position of the condenser 23 is moved to the optical axis direction, and it is made to perform focus adjustment so that the position of the end face side of the optical fiber bundle 7 of the connector 8 with which it is equipped may be set as the position of the focal plane by the condenser 23. Below, the end face side of the optical fiber bundle 7 is only written as a fiber end for simplification.

[0037]

Although the composition of the example which formed the condenser 23 in the connector 8 side in drawing 4 (A) although it was the almost same composition as drawing 2 shows, the composition in the main part 4 shown in drawing 4 (A) can be similarly applied, even when it installs like drawing 2. At drawing 4 (A), the example of composition using the more concrete photo multiplier (PMT and brief sketch) 29a shows as the photodetector 29.

[0038]

He attaches the condenser 23 to the lens stage 32 freely movable to that optical axis direction, and is trying to set up automatically the position (the optical axis direction was met) of this lens stage 32 with the automatic stage control device 33 in this embodiment, as shown in drawing 4.

[0039]

The automatic stage control device 33 adjusts the position of the lens stage 32 automatically using the output signal of PMT29a.

In this case, the output signal by PMT29a serves as the maximum, that is, as shown in drawing 4 (B), this automatic stage control device 33 adjusts the position of the lens stage 32 automatically so that the catoptric light from a fiber end may become the strongest, so that drawing 5 may explain.

[0040]

The setting-operation of the automatic regulation by this automatic stage control device 33 is explained with reference to drawing 5.

The connector 8 is first inserted in the connector receptacle of the main part 4 (wearing). And the switch of the automatic regulation which is not illustrated is turned ON.

[0041]

Then, the automatic stage control device 33 starts operation of an automatic setup, and as shown in Step S1, CPU in which the inside does not illustrate the automatic stage control device 33 reads the output V of PMT29a.

[0042]

And as shown in Step S2, CPU sets the output V as the output value Vref for reference. CPU of the automatic stage control device 33 brings the lens stage 32 (that is, condenser 23) close to a fiber end by one step at the following step S3. Then, as shown in step S4, CPU reads the output V of PMT29a.

[0043]

At the following step S5, CPU performs a comparative judgment with the output value Vref the output V and for reference, for example, the comparison test of $V > V_{ref}$. It corresponds to this comparison test, i.e., in $V > V_{ref}$, it returns at Step S2, and the same processing is repeated. On the other hand, in not becoming a comparison test of $V > V_{ref}$, it progresses to Step S6.

[0044]

At this step S6, the output V is set as the output value Vref for reference. And CPU of the automatic stage control device 33 keeps away the lens stage 32 (that is, condenser 23) from a fiber end by one step at the following step S7. Then, as shown in Step S8, CPU reads the output V of PMT29a.

[0045]

By the following step S9, CPU performs comparison with the output value Vref the output V and for reference, for example, the comparison test of $V > V_{ref}$. $V >$ In the case of the decision result of Vref, return at Step S6, and repeat the same processing. On the other hand, in not becoming $V > V_{ref}$, it progresses to Step S10.

[0046]

At Step S10, CPU of the automatic stage control device 33 ends the setting-operation of this automatic regulation, after bringing the lens stage 32 (that is, condenser 23) close to a fiber end by one step.

[0047]

According to the control method of an automatic setup as shown in drawing 5, even if the mounting state of the first connector 8 has shifted from the position of the focal plane to which direction, Since minute movement brings the lens stage 32 close a step amount every or it enables it to keep it away, it can be set automatically as the state of a focal plane where the intensity of catoptric light becomes the largest.

[0048]

Therefore, according to this embodiment, the work which equips with the connector 8

and a fiber end adjusts to the position of a focal plane can be done unnecessary, and operativity (user-friendliness) can be improved substantially.

[0049]

Although drawing 5 explained the method of the automatic regulation by the automatic stage control device 33, it is good as for a focus adjustment mechanism 41 in which a manual adjusts as shown in drawing 6.

Drawing 6 shows the composition provided in the connector side which becomes the main part 4 with a removable attachment-and-detachment means.

The justification screw 44 which adjusts the position of the fiber folder (bundle holder) 43 which fixed the fiber end to the optical axis direction of the condenser 23 is formed in the connector body 42a which constitutes the connector 42.

[0050]

For example, the fiber folder 43 which fixed the fiber end is inserted inside the connector body 42a, enabling free movement to the optical axis direction of the condenser 23, lets the rail 45 pass to the rail hole which penetrates the flange of the fiber folder 43, and it is letting the justification screw 44 pass in the screw hole.

And it enables it to move the fiber folder 43 in the direction parallel to an optic axis by rotating the knob part of this justification screw 44.

[0051]

The connector body 42a fits into the inner skin in the connector receptacle 46 provided in the main part 4, and is positioned, and it is fixed to the connector receptacle 46 by the connector holddown member 48 energized with the spring 47.

What is necessary is to rotate the knob part of the justification screw 45 in the composition of drawing 6, to move the fiber folder 43 to the optical axis direction of the condenser 23, and just to adjust to the position from which the output of the photodetector 29 (or PMT29a) serves as the maximum in that case.

[0052]

Drawing 7 shows the adjustment mechanism 51 by the manual of the plane position which intersects perpendicularly with an optical axis direction. Drawing 7 (A) shows the composition by a section, and drawing 7 (B) shows the composition with a front view. That is, although drawing 6 explained the adjustment mechanism of the optical axis direction, drawing 7 is a flat surface which intersects perpendicularly with an optic axis, and shows the structure of the adjustment mechanism for setting up the center position of a fiber end on an abbreviated optic axis.

[0053]

In the connector body 52a which constitutes the connector 52 as shown in drawing 7. It is held by the fiber folder 53 within the flat surface where the optical axis direction of the condenser 23 and a fiber end cross at right angles from which movement in a direction (drawing 7 (A) and drawing 7 (B) for example, sliding direction) is attained, and this fiber folder 53 is movable to a sliding direction by the justification screw 54a.

[0054]

This fiber folder 53 is carried in the stage 55 which intersects perpendicularly with the move direction of this fiber folder 53 and which can move freely horizontally, and moves this stage 55 horizontally with the justification screw 54b.

That is, a fiber end is movable to the upper and lower sides and a longitudinal direction by the justification screws 54a and 54b.

[0055]

This connector body 52a fits into the inner skin in the connector receptacle 46 provided in the main part 4 like the case of drawing 6, and is positioned, and it is fixed to the connector receptacle 46 by the connector holddown member 48 energized with the spring 47.

Thus, since the adjustment mechanism 51 of the plane position is established, when the connector 52 is exchanged and it equips with another optical probe, the shape of microscopic features of the suitable range comes to be obtained. That is, a predetermined function can be secured now.

[0056]

although drawing 7 explained the adjustment mechanism 51 by the manual of the plane position which intersects perpendicularly with an optical axis direction, as shown in drawing 8, it carries out electrically -- it may more specifically be made to adjust by scanning (scanning adjustment of the display rectangle from a scanning result, or the scanning range).

Drawing 8 (A) shows the situation of the arrangement of the optical fiber in the portion of a fiber end, and drawing 8 (B) shows the situation of an optical scan according this end face to the scan mirrors 24a and 24b, and it shows the output range of the x direction in the output of the photodetector 29 at the time of [that] carrying out an optical scan, and a y direction.

[0057]

For example, the connector receptacle of the main part 4 is equipped with the connector 8 in drawing 2, Operate the scanner drive 25 and the output value of the photodetector 29 in the state is investigated, If the scanning zone of the x direction in that from which it was reflected by the fiber end and the catoptric light output was obtained, and the scanning zone of a y direction are investigated, the information on the scanning zone of a x direction required to scan a fiber end like drawing 8 (A) and a y direction can be acquired.

[0058]

Thus, if scanning information is acquired, it may be made to use for a display only the portion (portion of the crepe pattern of drawing 9) in which an optical fiber exists, as shown in drawing 9, and may be made to adjust a scan range automatically near the portion which has an optical fiber as shown in drawing 10.

[0059]

If it does in this way, positioning in a plane direction vertical to an optic axis can be performed electrically.

First, the case where only the portion in which an optical fiber exists by drawing 9 is used for a display is explained.

The frame trigger used as a trigger in case, as for drawing 9 (A), a low speed side scans a y direction by an example is shown, and light scanning (low-speed scan side) of a y direction is performed synchronizing with this frame trigger. Drawing 9 (B) will be in the state where the fiber end which can be set in this case exists and where catoptric light is detected in this portion as it is a portion (H level shows).

[0060]

Drawing 9 (C) will show the line trigger in the case of performing the optical scan (high speed scanning) of a x direction, and catoptric light will be detected also in this case in

the portion in which a fiber end exists as shown in drawing 9 (D).

That is, as shown in drawing 9 (E) on the right-hand side of drawing 9 (B), the range wider than it is scanned as a scan range so that a portion with a fiber end may be included, and only in the range from which catoptric light is detected, an indication is given a display rectangle, as shown in drawing 9 (F). If it does in this way, positioning of a plane direction vertical to an optic axis can be performed easily electrically.

[0061]

Next, with reference to drawing 10, how to adjust a scan range automatically near the portion an optical fiber exists is explained.

The drawing 10 (A) side shows the scan range at the time of scanning before an automatic regulation (equipping with the connector 8 and turning ON an automatic regulation button), vibration of the mirror which can be set in that case, a trigger signal, and the catoptric light from a fiber end, and left-hand side drawing 10 (B) shows the scan range after an automatic regulation, etc.

[0062]

First, as shown in the topmost part of drawing 10 (A) the same with having been shown in drawing 8 (B), it scans. Vibration of the scan mirror 24a (and 24b) which can be set in this case is shown, the bottom of it shows that trigger signal (being common), and the bottom of it shows the existence of detection of catoptric light further to the bottom of it.

[0063]

When the range of catoptric light is detected (acquisition), a scan range is narrowed as shown in drawing 10 (B) of the direction of a white arrow on the basis of the range of this catoptric light (small).

[0064]

Amplitude of vibration of the can mirror 24a (and 24b) is made small so that the range from which catoptric light is detected may specifically turn into not less than 90% of scan ranges. If it puts in another way, it will adjust automatically so that the time range where catoptric light is detected may become not less than 90% of trigger 1 cycles and amplitude of a scanner driving signal may be made small.

[0065]

Thus, by adjusting the amplitude of a scanner driving signal automatically near the range the catoptric light from a fiber end is detected, the work set as the suitable mounting state at the time of equipping with the connector 8 becomes unnecessary, and can improve user-friendliness.

[0066]

Since it is made to perform focus adjustment according to this embodiment as mentioned above, a shape of microscopic features with the sufficient signal to noise ratio can be obtained. OK, since it is made to adjust a plane position, the good shape of microscopic features of image quality with little aberration can also be obtained for the shape of microscopic features of the resolution of only the fiber number of an optical fiber end. By adjusting automatically electrically, it can be managed even if a user does not adjust, and user-friendliness can be improved. In addition, there is the same effect as a 1st embodiment.

[0067]

The embodiment described by this embodiment may be combined. That is, it may be made to combine focus position adjustment in an optical axis direction, and plane

position adjustment of the direction which intersects perpendicularly with an optic axis. Combine lens position (focus position) adjustment of drawing 4, and the plane position adjustment by the connector of drawing 7, or more specifically. Which combination, such as combining adjustment by a connector and drawing 8 (- drawing 10) scanning adjustment of drawing 6, combining lens position adjustment of drawing 4 and scanning adjustment of drawing 8, or combining adjustment by the connector of drawing 6 and the plane position adjustment by the connector of drawing 7, may be sufficient.

[0068]

(A 3rd embodiment)

Next, with reference to drawing 17, a 3rd embodiment of this invention is described from drawing 11. Drawing 11 shows the optical system of the periphery of the connector 8 detached and attached by the main part 4. This embodiment forms the expanding part 58 which enlarged the outer diameter near the base end (fiber end) by the side of the connector 8 of the optical fiber bundle 7.

That is, near the base end, the outer diameter of an optical fiber is made thick to tapered shape, for example, and the interval of optical fiber arrangement is enlarged by making an outer diameter thick.

[0069]

Thus, by enlarging the interval of optical fiber arrangement, When make the interval between the cores of the adjoining optical fiber in the case of entering by the condenser 23 large (interval between the cores in the probe part of others [near / the connector of a end face], such as a forward side portion), and it enables it to control a cross talk and the interval of optical fiber arrangement is enlarged, The diameter of a core is also enlarged and its transmission efficiency of light is also improving.

[0070]

Drawing 12 shows the relation between the core 61 of the optical fiber bundle 7, and the size of the clad 62 adopted as this embodiment.

When drawing 12 (A) thinks a cross talk (resolution) as important, and when drawing 11 (C) thinks optical efficiency (signal to noise ratio) as important, drawing 12 (B) shows the outline of the size of the core 61 in the optical fiber bundle 7 at the time of taking the both into consideration, and the clad 62.

[0071]

In drawing 12 (A), the ratio of the diameter a of the core 61 to the diameter b of the clad 62 and a:b are set as 1:3, and it is made the optical fiber bundle 7 which controlled the cross talk rather than the signal to noise ratio.

In drawing 12 (C), the ratio of the diameter a of the core 61 to the diameter b of the clad 62 and a:b are set as 3:1, and it is made the optical fiber bundle 7 which could be made to make the signal to noise ratio higher than control of a cross talk.

[0072]

Drawing 12 (B) sets the ratio of the diameter a of the core 61 to the diameter b of the clad 62, and a:b to the middle value, i.e., 1:3-3:1, of drawing 12 (A) and drawing 12 (C), and control and the signal to noise ratio of the moderate cross talk were obtained.

[0073]

Drawing 13 shows the structure of the tip part 10 in the optical probe of a 3rd embodiment. In the tip part 10 in this embodiment, the needle mold configuration part 11 is using shape symmetrical with rotation, for example.

[0074]

That is, the needle mold configuration part 11 makes the tip side of the tubular member 10a truncated cone shape. An opening is provided in the side of a conical shape portion in which the light further reflected by the prism 26 from the apical surface of the optical fiber bundle 7 enters, the condenser 27 is attached, and it is made to carry out convergent radiotherapy of the light to the observation area 12 side via this condenser 27.

[0075]

Since the condenser 27 is attached to the opening provided in the conic surface in this embodiment, the optic axis of the condenser 27 serves as an oblique direction between the shaft orientations of the tubular member 10a, and a direction vertical to this, and the observation area 12 can be observed from an oblique direction in this embodiment.

[0076]

Drawing 14 shows the structure of the tip part 10 in the 1st modification.

Although the needle mold configuration part 11 is using the case of drawing 13, and shape symmetrical with rotation almost similarly in the tip part 10 in this modification, the optical probe of a direct viewing type is formed in this modification.

[0077]

That is, the light emitted from the apical surface of the optical fiber bundle 7 fixed inside the tubular member 10a, It is emitted to the axis direction of the tubular member 10a, and is condensed by the condenser 27 fixed so that the optic axis might become parallel to said medial axis at the wall of the conical shape portion which forms the needle mold configuration part 11. Convergent radiotherapy comes to be carried out to the observation area 12 side of front sides through the cover glass 66 attached to the observation port which cut and lacked near the conic tip. According to this modification, observation of the accepting-reality direction can be performed.

[0078]

Drawing 15 shows the structure of the tip part 10 in the 2nd modification. This modification adopts the GRIN lens 67 instead of the condenser 27 in drawing 14.

Specifically, the GRIN lens 67 is arranged between the apical surface of the optical fiber bundle 26, and the cover glass 66 attached to the observation port.

[0079]

This modification can also perform observation of the accepting-reality direction. It can also narrow-diameter-ize more rather than the case where the usual condenser 27 is used, by adopting the GRIN lens 67. There are effects, like a light volume loss can be made small.

[0080]

Drawing 16 shows the structure of the tip part 10 in the 3rd modification. This modification is made into the structure where arrange the microlens array 68 between the apical surface of the optical fiber bundle 26, and the prism 26, and the condenser 27 is not used for it, in a 1st embodiment shown in drawing 2. That is, it is made the structure which attached the cover glass 66 to the opening which had attached the condenser 27 in drawing 2, and was used as the transparent window.

[0081]

Thus, it enables it to suppress the aberration produced at the end of the view at the time of adopting the condenser 27 by making it the structure which adopted the microlens array 68.

[0082]

If it puts in another way, in the case of the beam of light which separated from the range of a paraxial ray, in the case of the condenser 27, will become with aberration, and will become a cause of degradation of a picture, but. By adopting the microlens array 68, the function of the condenser in the state near a paraxial ray can be given, and it is effective in the ability to acquire a picture with little aberration.

[0083]

Drawing 17 shows the structure of the tip part 10 in the 4th modification. This modification has adopted the prism lenses 69 with the function of the prism 26 and the condenser 27 in drawing 2.

[0084]

Specifically, the prism lenses 69 are arranged in the position by which the prism 26 in drawing 2 is arranged. These prism lenses 69 make the field which counters the apical surface of the optical fiber bundle 26, and the field which counters the cover glass 66 the prism lenses made into convex lens shape.

Thus, by adopting the prism lenses 69 with both functions, optical adjustment, an assembly, etc. become easy and low cost-ization is also attained.

[0085]

Since the outer diameter near a connector is enlarged according to this embodiment, a cross talk can be reduced or the optical imaging picture which improved the signal to noise ratio can be acquired. In addition, there is the same effect as a 1st embodiment.

[0086]

(A 4th embodiment)

Next, with reference to drawing 22, a 4th embodiment of this invention is described from drawing 18. Drawing 18 (A) shows the composition by the side of the tip of the optical probe in a 4th embodiment, and drawing 18 (B) shows the hollow needle.

[0087]

The optical probe of this embodiment arranges the container liner 72 which has arranged the optical fiber bundle 7 and the condenser 27 in the hollow needle 71, and holds near the tip part of this container liner 72 with the direction actuator 73 of z expanded and contracted in the direction of z (it becomes shaft orientations of the optical fiber bundle 7).

[0088]

The cylindrical container liner 72 has the function of the probe of a direct viewing type made into the airtight structure which the tip carried out the opening and attached the cover glass 66.

The opening 71a which the tip side cut the hollow needle 71 aslant, and was lacked is formed, and the organization 2a of the analyte 2 enters in the opening 71a by carrying out a puncture to the analyte 2, as shown in drawing 18 (A).

[0089]

And it enables it to observe the organization which entered in this opening 71a with the probe in the container liner 72. In this case, the forward/backward moving of the container liner 72 can be carried out in the direction of z with the direction actuator 73 of z, and it enables it to adjust an observation area in the direction of z.

[0090]

According to this embodiment, shapes of microscopic features, such as a cell image etc.

of the organization of a portion which entered in the hollow needle 71, can be obtained. The shape of microscopic features in which the positions of a depth direction differ can be obtained with the direction actuator 73 of z.

[0091]

Drawing 19 (A) shows the composition by the side of the tip of the optical probe 10 in the 1st modification. This optical probe 10 has formed the projection 76 in the tip part 10 further in the tip part 10 of the optical probe of drawing 13.

[0092]

That is, the projection 76 is projected in the direction which intersects perpendicularly with the tubular member 10a with the axis of the tubular member 10a. And as shown in drawing 19 (B), when the puncture of the needle mold configuration part 11 is carried out to the analyte 2, the puncture depth limit means regulated by this projection 76 so that a puncture may not be carried out any more is formed.

According to this modification, when carrying out a puncture and observing, it is effective in the ability to prevent carrying out a puncture more than the depth which is not meant.

[0093]

Drawing 20 shows the composition by the side of the tip of the optical probe 3 in the 2nd modification.

In this optical probe 3, the observation depth limiting part material 77 removable to that tip side is arranged.

The projection 78 is formed in the tip part 10 of this optical probe like the case of drawing 19, and the observation depth limiting part material 77 is arranged on this outside.

[0094]

This observation depth limiting part material 77 is a cylindrical shape-like, and the projections 77a and 77b for a stop of the inner diameter part smaller than the outer diameter of the projection 78 are formed in that inner skin at two places of a longitudinal direction, and it makes the projection 78 movable among the projections 77a and 77b for both stops.

[0095]

When the observation depth limiting part material 77 arranged at the tip of the optical probe 10 is installed so that the apical surface may contact the surface of the analyte 2 as shown in drawing 20 (A), The projection 78 contacts the projection 77a for a stop, and in this state, the tip of the needle mold configuration part 11 of an optical probe is located near the surface of the analyte 2, and serves as the observation area 12 near the surface in that case.

[0096]

When it is furthermore going to observe the depths side, analyte 2 inside can be made into the observation area 12 by carrying out the puncture of the needle mold configuration part 11 into the analyte 2. It has regulated so that the puncture of the projection 78 cannot be carried out more deeply than the state of contacting the projection 77b for a stop, as it is shown in drawing 20 (B), even when a puncture is carried out deeply.

that is, the projection 77b for a stop can be prevented from carrying out a until puncture deeply more That is, it can prevent carrying out a puncture by Fukashi who does not

mean observation.

[0097]

(A 5th embodiment)

Next, a 5th embodiment of this invention is described with reference to drawing 21 and drawing 22. Drawing 21 shows the composition of the optical system section of the optical probe 3 in a 5th embodiment, and the main part 4.

In the main part 4 in this embodiment, the polarization beam splitter (PBS and brief sketch) 81 is adopted instead of the half mirror 22 in the optical system of the main part 4 of drawing 2.

[0098]

The light source 20 generates the light of S polarization, the light of this S polarization enters into PBS81, and this light is almost made to be reflected by PBS81 100%. This PBS81 penetrates the light of P polarization.

For example in the optical probe of drawing 14, as for the optical probe 3 in this embodiment, that by which the 1/4 wavelength plate 82 has been arranged between the apical surface of the optical fiber bundle 7 and the condenser 27 is used.

Others are the same composition as a 1st embodiment. According to this embodiment, the light reflected by PBS82 The scan mirror 24a, When it is reflected by 24b, and it condensed and enters into the end face side of the optical fiber bundle 7 of the optical probe 3, even if it is reflected in respect of the end face, since the light does not penetrate PBS81, catoptric light can be prevented from entering into a photodetector (here PMT29a), and can improve the signal to noise ratio.

[0099]

When the light of S polarization emitted from the apical surface of the optical fiber bundle 7 penetrates the 1/4 wavelength plate 82, it turns into light of circular light, when the catoptric light from the analyte 2 side penetrates this 1/4 wavelength plate 82, it becomes P polarization, and this light almost penetrates PBS81 100%, and is received by PMT29a.

That is, in this embodiment, only the signal component of light can be used efficiently and the signal to noise ratio can be improved.

[0100]

Drawing 22 shows the principal part of the optical imaging instrument 83 in a modification, i.e., the optical system in a main part, with an optical probe. The main part 4 in this modification is made into the structure where the light-scanning means formed in the main part 4 in drawing 2 etc. is not formed.

[0101]

It has composition which does not delete and form the scan mirrors 24a and 24b specifically arranged between the condenser 23 in drawing 2, and the end face side of the optical fiber bundle 7 of the optical probe 3, and has composition which has arranged image sensor, for example, CCD, 84 to the image formation position of the condenser 28.

[0102]

As for the condenser 23 and the condenser 28, the end face side of the optical fiber bundle 7 and the imaging surface of CCD84 are set as confocal relations in this case. The light of the light source 20 is set up enter into the whole end face side of the optical fiber bundle 7 (specifically, the light source 20 is arranged at collimating lens 21 slippage more slightly than the focal position of the collimating lens 21).

[0103]

The optical probe 3 is the same composition as the optical probe 3 of drawing 2. Other composition is the same as that of a 1st embodiment.

Since the light-scanning means is made unnecessary according to this embodiment, the composition becomes easy, and it can low-cost-ize.

Fluorescent observation can be performed by using the half mirror 22 as a dichroic mirror in drawing 22.

[0104]

(A 6th embodiment)

Next, a 6th embodiment of this invention is described with reference to drawing 23 and drawing 24. Drawing 23 (A) shows the composition of the optical imaging instrument 91 of a 6th embodiment, and drawing 23 (B) shows near the tip part of the endoscope in the example of use.

[0105]

As shown in drawing 23 (A), in this optical imaging system 91. The picture by the image acquiring means from which a kind other than the function as an optical imaging instrument to acquire the confocal micro mirror image (cell image) as an optical imaging image by the optical probe 3 differs is combined, and it enables it to display.

[0106]

The endoscope 92 with which the optical imaging instrument 91 shown in drawing 23 was provided with the channel in which this optical probe 3 other than the optical probe 3, the main part 4, and the monitor 5 is inserted, The ultrasonic probe 93 inserted in with the optical probe 3 in this channel, The ultrasonic probe driving device 94 which this ultrasonic probe 93 drives, Signal processing to the ultrasonic echo signal from the ultrasonic probe 93 is performed, and it has the image compositing device 96 which compounds the ultrasonographic image processing unit 95 which generates echogram, and the optical imaging image outputted from the main part 4 and the echogram outputted from the ultrasonographic image processing unit 95.

[0107]

In addition, it has a video processor etc. which perform signal processing to the imaging signal by the image sensor built in the endoscope 92, and generate the video signal of an endoscope image, and the endoscope image from this video processor is also inputted into the image compositing device 96.

[0108]

And under observation according [as shown in drawing 23 (B) (inserted into the abdominal cavity), bring the tip part 97a of the insert portion 97 for the endoscope 92 close to tested part 2b in the abdominal cavity, and] to the endoscope 92, The puncture of the tip part 10 of the optical probe 3 projected from the tip of a channel can be carried out to the inside of tested part 2b, and can acquire the cell image 5a in the observation area 12, and. It enables it to obtain the echogram containing the portion (the monitor 5 5d of end-of-the-probe images) by which the puncture was carried out into tested part 2b by the side of the tip of the optical probe 3 by forcing on the surface of tested part 2b the ultrasonic stowage 98 which stored the ultrasonic vibrator at the tip of the ultrasonic probe 93.

[0109]

Therefore, as shown in drawing 23 (A), the endoscope image 5b, the cell image 5a, and

the echogram 5c can be compounded and displayed on the monitor 5. 5 d of probe images by the side of the tip part of the optical probe 3 can be acquired needlelike by the echogram 5c.

[0110]

Since it enables it to display not only the cell image 5a but the endoscope image 5b and the echogram 5c according to this embodiment, it is easy to perform diagnosis to the part of an observing object, etc. more synthetically. It becomes easy to carry out the check of a puncture state of the tip part 10 of the optical probe 3, etc.

[0111]

Drawing 24 shows the optical imaging instrument 101 of a modification. This optical imaging system 101 is a system provided with the X-ray picture creating means other than the function of the optical imaging instrument which consists of the optical probe 3, the main part 4, and the monitor 5.

[0112]

The optical imaging instrument 101 shown in drawing 24 with the probe fixture 104 which the rat 103 was laid and was provided in the upper bed of the experiment stage 102 for example, it became analyte in the experiment stage 102. The tip part 10 of the optical probe 3 with which the puncture of the tip of the needle mold configuration part 11 was carried out to the rat 103 is being fixed.

The main part 4 to which this optical probe 3 was connected is connected to the monitor 5 via the image compositing device 105, and the cell image 5a is displayed on the display surface of the monitor 5.

[0113]

X-ray generator 106 which generates X-rays, and the X ray sensing device 107 which detects the X-rays are arranged in the side of another side which reaches on the other hand and counters so that the experiment stage 102 may be pinched, and after being irradiated with the X-rays of X-ray generator 106 by the rat 103, they are detected with the X ray sensing device 107.

[0114]

After being changed into an electrical signal by this X ray sensing device 107, that electrical signal is inputted into the X-ray picture generating device 108, and the video signal of an X-ray image is generated. And an X-ray image is inputted into the image compositing device 105, and X-ray image 5e is displayed on the display surface of the monitor 5 with the cell image 5a.

[0115]

5 f of tip images of the optical probe 3 with which the puncture of X-ray image 5e displayed on the monitor 5 as shown in drawing 24 is carried out to this rat 103 with the X-ray image of the rat 103 are displayed. On the display surface of the monitor 5, the graduation 109 for a depth display with which the puncture of the tip side of the optical probe 3 is carried out is displayed or attached, and the puncture depth displaying means is formed so that the puncture depth of an outline may be known easily.

According to this modification, the almost same effect as the case of drawing 23 is acquired.

[0116]

In addition, optical CT fault picture according to optical CT fault image device as an image acquiring means of other X ray sensing device 107 grades of the image acquiring

means by the confocal shape of microscopic features obtained by the optical probe 3, Or it may be made to display the shape of microscopic features etc. which are produced by arranging CCD etc. in the image formation position of the usual optical microscope on common monitor 5 grade via an image compositing means.

[0117]

Although the optical probe is made removable to the main part 4 which built in the light source 20, the photodetection means, and the picture generation means in each embodiment mentioned above, It is not limited to this, may be made removable to the main part at the time of using the main part 4 as a picture generation means and a different body, for example, and may be made removable to the main part at the time of considering it as a photodetection means and a picture generation means, and a different body further. In addition, it may be made removable to the main part 4 which built in at least one in the light source 20, a photodetection means, and a picture generation means. The embodiment etc. which are constituted by combining selectively each embodiment mentioned above belong to this invention.

[0118]

[Additional remark]

1. Light source for irradiating analyte,

The probe of a narrow diameter,

The optical fiber bundle which is provided in said probe and leads the light from said light source to analyte,

The photodetection means which detects the returned light from said analyte,

The picture generation means which generates a picture from the signal acquired from said photodetection means,

It is an optical imaging instrument which ****,

The needle mold configuration part which makes the puncture of the tip of said probe possible at said analyte,

The attachment-and-detachment means for making said probe as removable as at least one among said light source, said photodetection means, and said picture generation means,

A providing optical imaging instrument.

[0119]

1-1. In the additional remark 1, it has a puncture depth limit means for restricting the depth which carries out the puncture of said probe to analyte.

1-2. In the additional remark 1, said probe is an observation probe in the abdominal cavity which can be inserted into the abdominal cavity.

1-3. In the additional remark 1, it has a justification means to adjust the relative physical relationship of the end face by the side of the light source of said fiber bundle, and the light which is emitted from said light source and enters into said fiber bundle.

[0120]

1-3-1. In the additional remark 1-3, said justification means is formed in the inside in said attachment-and-detachment means.

1-3-2. Adjust the relative physical relationship of a direction with said justification means parallel to an optic axis among the relative physical relationship of said fiber bundle and said light in the additional remark 1-3.

1-3-3. Adjust in the additional remark 1-3 with the relative physical relationship of the

plane direction where said justification means is vertical to an optic axis among the relative physical relationship of said fiber bundle and said light.

[0121]

1-4. In the additional remark 1, it has a light-scanning means to change the irradiation position of the light from said light source irradiated by said analyte.

1-4-1. In the additional remark 1-4, said light-scanning means is formed between the end faces by the side of said light source and the light source of said fiber bundle.

1-5. In the additional remark 1, it has the 1st condensing means for making said fiber bundle condense said light from said light source between the end face by the side of the light source of said optical fiber bundle, and said light source.

[0122]

1-5-1. In the additional remark 1-5, it has a justification means to adjust the relative physical relationship of said 1st condensing means and the end face by the side of the light source of said optical fiber bundle.

1-5-1-1. In additional remark 1-5-1, it has an automatic controlling means which carries out the automatic control of said justification means.

1-5-1-2. In additional remark 1-5-1, said justification means is formed in the inside of said attachment-and-detachment means.

[0123]

1-5-1-3. In additional remark 1-5-1, said justification means adjusts the position of said 1st condensing means.

1-5-2. In the additional remark 1-5, said attachment-and-detachment means is formed near [said] the 1st condensing means and near the light source side edge of said optical fiber bundle.

1-6. In the additional remark 1, an outer diameter is larger than other portions in near [said] the attachment-and-detachment means of said optical fiber bundle.

[0124]

1-6-1. In the additional remark 1-6, the diameter of the core which the light of said optical fiber bundle is delivered is larger than the diameter of said core of other portions in near the end face by the side of the light source of said optical fiber bundle.

1-6-2. In the additional remark 1-6, the interval of a core and a core which the light of said optical fiber bundle is delivered is larger than said interval of other portions in near the end face by the side of the light source of said optical fiber bundle.

1-7. In the additional remark 1, the diameter of the portion of the core which the light of said optical fiber bundle is delivered is $\frac{1}{3}$ or more times [3 or less] of the interval of a core and a core.

[0125]

1-8. In the additional remark 1, it has the 2nd condensing means that makes said analyte condense the light from said light source between the end face by the side of the tip of said optical fiber bundle, and said analyte.

1-8-1. In the additional remark 1-8, said 2nd condensing means and said fiber bundle make a confocal optical system.

1-8-2. In the additional remark 1-8, said 2nd condensing means is a microlens array.

[0126]

1-8-3. In the additional remark 1-8, said light condensed by said 2nd condensing means is irradiated by said analyte at the axis and parallel direction of said probe.

1-8-4. In the additional remark 1-8, said light condensed by said 2nd condensing means is irradiated by said photographic subject to the axis and perpendicular direction of said probe.

1-8-5. In the additional remark 1-8, said 2nd condensing means is a GRIN lens.

[0127]

1-8-6. In the additional remark 1-8, said 2nd condensing means is prism lenses.

1-9. it sets to the additional remark 1 -- it has the structure where the portion which serves as shape with said tip sharp at least among said probes is tubular.

1-10. In the additional remark 1, it has a light separating means which separates the returned light from said analyte from the optical path of the light from said light source.

[0128]

In the 1-10-1. additional remark 1-10, said light separating means is a dichroic mirror.

1-10-2. In the additional remark 1-10, said light separating means is a polarization beam splitter.

1-11. In the additional remark 1, it has an image compositing device which the picture about said analyte obtained by other image acquiring means for said analyte and its circumference displays simultaneously with the picture generated by said picture generation means.

[0129]

1-11-1. In the additional remark 1-11, the picture about said analyte obtained by an image acquiring means besides the above and the picture generated by said picture generation means are displayed by the same image display means.

1-11-2. In the additional remark 1-11, said probe has a puncture depth displaying means which displays the depth stuck in said analyte based on the picture of said probe contained in the picture about said analyte obtained by an image acquiring means besides the above, and its circumference.

1-11-3. In the additional remark 1-11, the picture acquired by an image acquiring means besides the above is an ultrasonic tomography picture.

[0130]

1-11-3-1. In additional remark 1-11-3, said ultrasonic tomography picture is acquired under endoscope observation.

1-11-4. In the additional remark 1-11, an observation method besides the above is X line drawing image observation.

1-11-5. In the additional remark 1-11, an observation method besides the above is optical CT fault image observation.

1-11-6. In the additional remark 1-11, an observation method besides the above is endoscope image observation.

1-11-7. In the additional remark 1-11, an observation method besides the above is shape-of-microscopic-features observation.

[0131]

[Effect of the Invention]

The light source for irradiating analyte according to this invention, as explained above,

The probe of a narrow diameter,

The optical fiber bundle which is provided in said probe and leads the light from said light source to analyte,

The photodetection means which detects the returned light from said analyte,

The picture generation means which generates a picture from the signal acquired from said photodetection means,

It is an optical imaging instrument which ****,

The needle mold configuration part which makes the puncture of the tip of said probe possible at said analyte,

The attachment-and-detachment means for making said probe as removable as at least one among said light source, said photodetection means, and said picture generation means,

Since it provides, the shape of microscopic features inside analyte can be obtained by carrying out the puncture of the needle mold configuration part to analyte.

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1]The entire configuration figure of the outline of the optical imaging instrument of a 1st embodiment of this invention.

[Drawing 2]The figure showing the internal configuration of an optical imaging instrument.

[Drawing 3]The sectional view showing the composition of the tip part of the optical probe in a modification.

[Drawing 4]The figure showing the 2nd main part and connector periphery in an embodiment of this invention.

[Drawing 5]The flow chart figure showing the contents of the control method by the automatic stage control device in drawing 4.

[Drawing 6]The sectional view showing the structure of the connector provided with the focus adjustment mechanism.

[Drawing 7]The figure showing the structure of the connector provided with the plane position adjustment mechanism.

[Drawing 8]The figure showing the principle etc. of the outline which adjusts a plane position electrically.

[Drawing 9]The explanatory view of an operation adjusted so that the portion in which an optical fiber exists may be displayed.

[Drawing 10]The explanatory view of the operation which adjusts a scan range only to the portion in which an optical fiber exists.

[Drawing 11]The figure showing the optical system section of the connector periphery with which the main part in a 3rd embodiment of this invention is equipped.

[Drawing 12]The figure showing the relation of the size of the core in the optical fiber bundle adopted as this embodiment, and a clad.

[Drawing 13]The sectional view showing the composition of the tip part of an optical probe.

[Drawing 14]The sectional view showing the composition of the tip part of the optical probe in the 1st modification.

[Drawing 15]The sectional view showing the composition of the tip part of the optical probe in the 2nd modification.

[Drawing 16]The sectional view showing the composition of the tip part of the optical probe in the 3rd modification.

[Drawing 17]The sectional view showing the composition of the tip part of the optical probe in the 4th modification.

[Drawing 18]The figure showing the composition by the side of the tip of the optical

probe in a 4th embodiment of this invention.

[Drawing 19]The sectional view showing the composition and the operation by the side of the tip of the optical probe in the 1st modification.

[Drawing 20]The figure showing the composition and the operation by the side of the tip of the optical probe in the 2nd modification.

[Drawing 21]The lineblock diagram showing the optical system in the main part in a 5th embodiment of this invention with an optical probe.

[Drawing 22]The lineblock diagram showing the optical system in the main part in a modification with an optical probe.

[Drawing 23]The entire configuration figure of the optical imaging instrument of a 6th embodiment of this invention.

[Drawing 24]The entire configuration figure of the optical imaging instrument of a modification.

[Description of Notations]

- 1 -- Optical imaging instrument
- 2 -- Analyte
- 3 -- Optical probe
- 4 -- Main part
- 5 -- Monitor
- 7 -- Optical fiber bundle
- 8 -- Connector
- 10 -- Tip part
- 11 -- Needle mold configuration part
- 12 -- Observation area
- 20 -- Light source
- 21 -- Collimating lens
- 22 -- Half mirror
- 23 -- Condenser
- 24a, 24b -- Scan mirror
- 25 -- Scanner drive
- 26 -- Prism
- 27 -- Condenser
- 28 -- Condenser
- 29 -- Photodetector
- 30 -- Image processing device

[Translation done.]